

Aus der Veterinär-Chirurgischen Klinik der Universität Zürich

(Direktor: Prof. Dr. A. Müller)

Arbeit unter Leitung von Dr. U. Kissling, ehem. Ober-
assistent der Veterinär-Chirurgischen Klinik

TELEMETRISCHE UNTERSUCHUNGEN MIT HILFE VON DEHNUNGSMESS-
STREIFEN ÜBER DAS AUFTRETEN VON DRUCK- UND ZUGKRÄFTEN AM
METACARPUS DES FREILAUFENDEN PFERDES

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Veterinär-Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Thilo Klebe
Tierarzt
aus München BRD

Genehmigt auf Antrag von
Prof. Dr. A. Müller, Referent
PD Dr. H. Geyer, Koreferent

Zürich 1980

Aus der Veterinär-Chirurgischen Klinik der Universität Zürich
(Direktor: Prof. Dr. A. Müller)

Arbeit unter Leitung von Dr. U. Kissling, ehem. Ober-
assistent der Veterinär-Chirurgischen Klinik

TELEMETRISCHE UNTERSUCHUNGEN MIT HILFE VON DEHNUNGSMESS-
STREIFEN ÜBER DAS AUFTRETEN VON DRUCK- UND ZUGKRÄFTEN AM
METACARPUS DES FREILAUFENDEN PFERDES

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Veterinär-Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Thilo Klebe
Tierarzt
aus München BRD

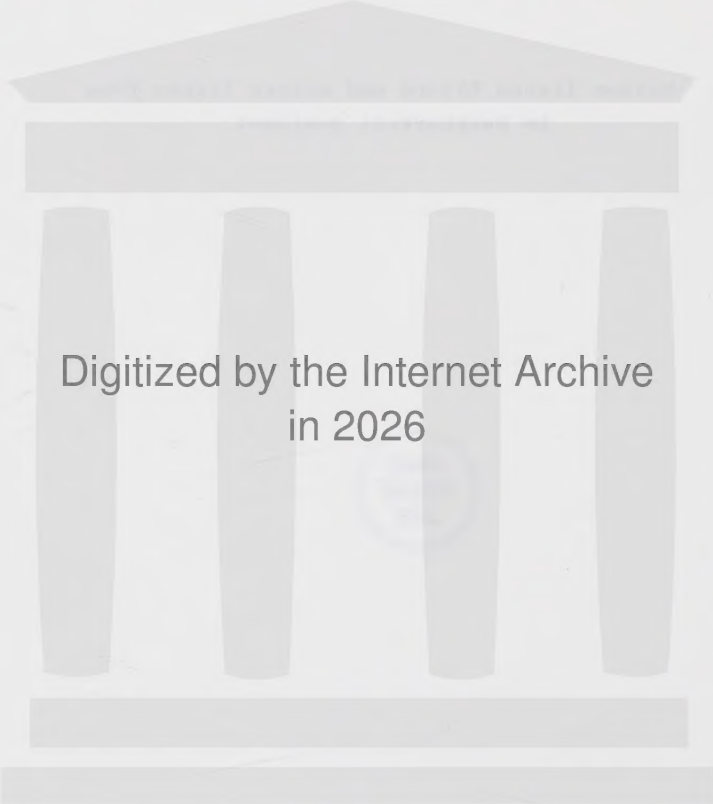
Genehmigt auf Antrag von
Prof. Dr. A. Müller, Referent
PD Dr. H. Geyer, Koreferent

Zürich 1980



Meinen lieben Eltern und meiner lieben Frau
in Dankbarkeit gewidmet

1.	Einleitung	1
2.	Die Bedeutung der Dankbarkeit	2
3.	Die Dankbarkeit als Tugend	3
4.	Die Dankbarkeit als Pflicht	4
5.	Die Dankbarkeit als Kunst	5
6.	Die Dankbarkeit als Wissenschaft	6
7.	Die Dankbarkeit als Religion	7
8.	Die Dankbarkeit als Philosophie	8
9.	Die Dankbarkeit als Politik	9
10.	Die Dankbarkeit als Ethik	10
11.	Die Dankbarkeit als Ästhetik	11
12.	Die Dankbarkeit als Pädagogik	12
13.	Die Dankbarkeit als Medizin	13
14.	Die Dankbarkeit als Jurisprudenz	14
15.	Die Dankbarkeit als Historie	15
16.	Die Dankbarkeit als Geographie	16
17.	Die Dankbarkeit als Biologie	17
18.	Die Dankbarkeit als Chemie	18
19.	Die Dankbarkeit als Physik	19
20.	Die Dankbarkeit als Astronomie	20
21.	Die Dankbarkeit als Meteorologie	21
22.	Die Dankbarkeit als Zoologie	22
23.	Die Dankbarkeit als Botanik	23
24.	Die Dankbarkeit als Mineralogie	24
25.	Die Dankbarkeit als Geologie	25
26.	Die Dankbarkeit als Archäologie	26
27.	Die Dankbarkeit als Epigraphik	27
28.	Die Dankbarkeit als Numismatik	28
29.	Die Dankbarkeit als Paläontologie	29
30.	Die Dankbarkeit als Anthropologie	30
31.	Die Dankbarkeit als Ethnologie	31
32.	Die Dankbarkeit als Linguistik	32
33.	Die Dankbarkeit als Literaturwissenschaft	33
34.	Die Dankbarkeit als Musikwissenschaft	34
35.	Die Dankbarkeit als Kunstwissenschaft	35
36.	Die Dankbarkeit als Sportwissenschaft	36
37.	Die Dankbarkeit als Gesundheitswissenschaft	37
38.	Die Dankbarkeit als Sozialwissenschaft	38
39.	Die Dankbarkeit als Politikwissenschaft	39
40.	Die Dankbarkeit als Rechtswissenschaft	40
41.	Die Dankbarkeit als Wirtschaftswissenschaft	41
42.	Die Dankbarkeit als Ingenieurwissenschaft	42
43.	Die Dankbarkeit als Technikwissenschaft	43
44.	Die Dankbarkeit als Informationswissenschaft	44
45.	Die Dankbarkeit als Kommunikationswissenschaft	45
46.	Die Dankbarkeit als Medienwissenschaft	46
47.	Die Dankbarkeit als Kulturwissenschaft	47
48.	Die Dankbarkeit als Religionswissenschaft	48
49.	Die Dankbarkeit als Theologie	49
50.	Die Dankbarkeit als Philosophie	50



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41507205_0001

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. <u>EINLEITUNG</u>	7
2. <u>LITERATUR</u>	9
2.1. Geschichtliches	9
2.2. Morphologie und Biomechanik von Extremitäten- knochen	15
2.2.1. Äußere Form und innere Architektur in Abhängig- keit von der Funktion	
2.2.2. Kraftfluß und mechanische Widerstandsfähigkeit	19
2.3. Morphologie und Biomechanik des Metacarpus beim Pferd	26
2.3.1. Äußere Form und innere Architektur	26
2.3.2. Kraftfluß und mechanische Widerstandsfähigkeit	29
3. <u>EIGENE UNTERSUCHUNGEN</u>	33
3.1. Material und Methoden	33
3.1.1. Versuchstiere	33
3.1.2. Operation	34
3.1.3. Meßtechnik	36
3.1.4. Ergebnisse	39
3.1.4.1. Zug- und Druckkräfte am Metacarpus des Pferdes auf gerader Bahn	39
3.1.4.2. Zug- und Druckkräfte am Metacarpus des Pferdes auf der Kreisbahn	42
3.1.4.3. Beeinflussung der Zug- und Druckkräfte am Meta- carpus durch unterschiedliche Bodenverhältnisse	45
3.1.4.4. Torsionskräfte am Metacarpus	46
4. <u>DISKUSSION</u>	48
5. <u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	53

6.	<u>ABBILDUNGEN</u>	53
----	--------------------	----

7.	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	66
----	-----------------------------	----

1. EINLEITUNG

Die von MÜLLER, ALLGÖWER und WILLENEGGER 1969 im "Manual der Osteosynthese" veröffentlichten Grundlagen der operativen Frakturversorgung beim Menschen sind heute Allgemeingut auch der Veterinärchirurgie.

Fundament der darin beschriebenen "AO-Technik" 1) ist neben einem eigens entworfenen AO- Instrumentarium das Prinzip der stabilen Osteosynthese durch interfragmentäre und axiale Kompression im Frakturbereich. Dazu dienen sogenannte Zugschrauben, sowie nach dem Zuggurtungsprinzip auf der Zugseite der Knochen angebrachte Metallplatten. Auf äußere Fixation wird in der Regel völlig verzichtet (MÜLLER 1961, WILLENEGGER/SCHENK 1962).

Die heute vorliegenden Erfahrungen aus der Veterinärchirurgie empfehlen die AO-Technik als wesentlichen Fortschritt vor allem für die Frakturversorgung beim Kleintier. Dagegen hat sie die Erfolgsaussichten der Osteosynthese beim Großtier, speziell beim Sportpferd, vorläufig nur wenig verbessern können. Verantwortlich für das häufige Versagen der Frakturbehandlung mit Hilfe der AO-Technik gerade beim Pferd ist vor allem das Problem der postoperativen Ruhigstellung des Patienten, sowie das bekannte Mißverhältnis zwischen der Dimensionierung der AO-Implantate, dem Kaliber der Pferdeextremität und den darauf einwirkenden Kräften (RAY et al. 1971) wie auch der gegenüber dem Mensch unterschiedliche Kraftfluß in der Pferdeextremität.

Es ist deshalb notwendig zu wissen, wo bei den einzelnen frakturgefährdeten Knochen des Pferdes die "Zug"- und "Druckseite" ist, um die AO-Technik sinnvoll einzusetzen.

In der vorliegenden Arbeit soll deshalb zunächst einmal modellhaft am Metacarpus des Pferdes der Kraftfluß im Corticalisbereich untersucht werden. Zum einen liegt die Frakturhäufigkeit des Metacarpus an dritter Stelle nach dem Fesselbein und der Tibia (LUNDVALL 1960, PEITEL 1971) und zum anderen bietet das Röhrbein auf Grund seiner einfachen operativen Zugänglichkeit günstige Voraussetzungen für die Ausarbeitung der

1) AO steht für Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese.

Meßmethodik. Dabei soll die Verwendung von Dehnungsmeßstreifen und telemetrischer Meßwertübermittlung die Messung am freilaufenden Tier unter natürlichen Verhältnissen ermöglichen.

Weiter ist beabsichtigt, zunächst einmal nur orientierend den Einfluß von Gangart, Laufrichtung, Wendung, Beschlag und Untergrund auf Größe und Richtung der Zug- und Druckkräfte am Metacarpus zu ermitteln.

Das Ergebnis der Untersuchung sollte schließlich dann die Festlegung jener Metacarpalflächen sein, die auf Grund der dort auftretenden Kräfte und der operativen Zugänglichkeit den aussichtsreichsten Einsatz von AO-Technik und AO-Implantaten bei Röhreinfrakturen ermöglicht.

2. LITERATUR

2.1. GESCHICHTLICHES

Es ist ein altes Interesse von Praxis und Wissenschaft, die auf die Extremitätenknochen in Ruhe und Bewegung einwirkenden Kräfte zu messen. So klagt etwa VALENTIN in seinem im Jahre 1847 erschienenen "Lehrbuch der Physiologie": "Der Mangel an Untersuchungen über die Festigkeitsverhältnisse der Knochen bildet eine wesentliche Lücke der Physiologie und selbst der Chirurgie." Denn die bis dahin erschienenen Arbeiten hatten sich vor allem damit beschäftigt, aus grobsinnlichen und mikroskopischen Strukturanalysen der Knochenarchitektur Hinweise auf die statische Konstruktion des Knochengerstes zu erhalten (MUSSCHENBROCK 1762, WERTHEIM 1847, MEYER 1867).

RAUBER (1876) versuchte als einer der Ersten, absolute Zahlenwerte über Festigkeit und Elastizität der Knochen zu erhalten. Die zur Längsachse der Röhrenknochen parallele Druckrichtung gab dabei die höchsten Werte.

MESSERER (1880) bestätigte im wesentlichen die Untersuchungen von RAUBER, stellte darüber hinaus aber noch Ermittlungen über die Bruchfestigkeit und die Bruchformen an menschlichen Röhrenknochen an. Dabei fand er "eine eigentümliche Art des Bruches, auf deren Vorkommen bei den Knochen noch nicht aufmerksam gemacht worden ist. In mehreren Fällen erfolgte nämlich an der Stelle, an welcher die Kraft einwirkte, die Aussprengung eines keilförmigen Stückes, dessen Basis der Druckrichtung zugekehrt war, somit der Concavität bei der Ausbiegung entsprach. Wenn auch ein solcher Bruch mit Aussprengung eines Keiles nur einigemal statthatte, so finden sich doch fast ausnahmslos bei den Biegungs-, Quer- und Schrägbrüchen Andeutungen desselben in Form von Fissuren, welche eine Keilform umgrenzen. Ich bin daher geneigt, diese Bruchform geradezu als die normale bei den Biegungsbrüchen der Knochen anzunehmen und führe namentlich die bei Biegung entstehenden Schrägbrüche darauf zurück, daß sehr oft nur auf einer Seite des Keiles die vollständige Knochentrennung erfolgt, während

es auf der anderen Seite bei einer Fissur bleibt."

Diese sorgfältige Beobachtung ist gerade für den modernen Unfallchirurgen von elementarer Bedeutung, denn im Zusammenhang mit Verkehrsunfällen haben besonders diese Keilaussprengungen an den langen Röhrenknochen bei Mensch und Kleintier stark zugenommen (MÜLLER et al. 1969). Auch das häufige Auftreten von Begleitfissuren bei Schrägbrüchen an den Extremitäten kann aus der Praxis nur bestätigt werden. Und so irrt der bescheidene Wissenschaftler durchaus, wenn er an anderer Stelle einschränkend schreibt: "Wenn auch in praktischer Hinsicht die erwähnte Bruchform wenig Interesse bietet, so hat sie für das Verständnis der Knochentextur doch einigen Werth".

WOLFF (1870) bestätigte anhand von Spongiosa- und Kompaktauntersuchungen einmal mehr, daß die Anordnung der Trajektorien im Knochen nach statischen Gesichtspunkten geschieht und mit einem Minimum von Materialaufwand die zweckmäßigste und stabilste Form erreicht wird. Auch weist er nach, daß die Kompakta lediglich eine "komprimierte Spongiosa" ist, deren Trajektorien parallel verlaufen, da normalerweise nur Zug- und Druckkräfte aufzufangen sind.

In einer späteren Arbeit (WOLFF 1892) beschrieb er, wie pathologische Veränderungen der statischen Belastung der Knochen zu Umwandlung der inneren Architektur führen und formulierte sein Gesetz von der "Transformation der inneren Architektur und der äußeren Gestalt der Knochen durch den trophischen Reiz der Funktion".

ROUX (1885) fand in seiner "Beschreibung und Erläuterung einer knöchernen Kniegelenksanchylose" gleichfalls, dass eine veränderte Funktion die Gestalt und die Mikrostruktur eines Knochens entscheidend beeinflusst.

Nachdem WOLFERMANN (1872) zu ähnlichen Untersuchungen erstmals neben menschlichen Knochen auch das obere und untere Ende eines Pferdefemurs verwendet hatte, gab EICHBAUM (1890) in seinem "Beitrag zur Statik und Mechanik des Pferdeskeletts" einen

vollständigen Überblick über das damalige Wissen um die Knochenstruktur und die Belastungsverhältnisse am Pferd. HOFFMANN (1901) prüfte sämtliche Extremitätenknochen beim Pferd auf Bruchfestigkeit gegenüber Druckkräften. Es zeigte sich eine gewisse Zähigkeit und Elastizität der Pferdeknochen, die im Gegensatz zu Rinderknochen nicht plötzlich mit lautem Knall im Stücke sprangen, sondern bei wachsendem Druck meist allmählich rissen. Knochen von Fohlen brachen nur ausnahmsweise, meist wurden sie zusammengequetscht oder verbogen. SCHMALTZ (1906) beschäftigte sich in seinen "Anatomischen Notizen" mit den Standwinkel an den Beinen des Pferdes und wies rechnerisch nach, daß die damals weitverbreitete Meinung, die vom Röhrbein auf das Fesselgelenk übertragenen Kräfte würden bei einem Zehenachsen-Bodenwinkel von 45° zur Hälfte von den Sehnen aufgenommen, falsch ist.

Ungewöhnlich detaillierte Angaben finden sich bei WOLTER (1907), der den Metacarpus von Lauf- bzw. Reitpferden und Schritt- bzw. Zugpferden besonders auf Biegefestigkeit untersuchte.

Bei den Querschnittsuntersuchungen zeigte sich vor allem eine ausgeprägte Asymmetrie im Extremitätenskelett.

WOLTER unterstellte, daß "der linke Fuss des Pferdes, ähnlich wie der rechte Arm des Menschen, durch Übung massiger sich entwickelt als der gegenseitige, und zwar nur deshalb, weil die Pferde im Naturzustande mit Vorliebe links galoppieren".

Die Biegefestigkeit des Metacarpus bei dorso-volarer Belastung lag bei den Lauffpferden fast ein Drittel tiefer. Auch ergab sich eine höhere Widerstandsfähigkeit der linken Röhrbeine. Demgegenüber ertrug der rechte Metacarpus meist eine größere Torsionsbelastung.

Auch HENSELER (1912) beschäftigte sich mit der Knochenfestigkeit beim Pferd, um die damals offenbar interessante Frage

abzuklären, ob diesbezüglich Unterschiede zwischen Lauf- und Schrittpferden bestehen.

KOCH (1917) faßte in seinen "Laws of Bone Architecture" das gesamte osteologische Wissen jener Zeit zusammen und gab ein physikalisch-mathematisches Modell der Knochenarchitektur. WALTER (1925) untersuchte kinematographisch den Bewegungsablauf des Pferdes in den verschiedenen Gangarten, um daraus Rückschlüsse auf die Belastungsverhältnisse zu gewinnen.

Eine ähnliche Arbeit veröffentlichten TAYLOR et al. (1966). Sie versuchten dabei vor allem die Gelenkaktionen an der Pferdeextremität mit der Elektrogoniometrie aufzuzeichnen. Die Fortschritte in der Humanchirurgie, sowie die ersten Versuche, Frakturen auch durch innere Fixation zu heilen, rückten in den letzten Jahrzehnten physikalische Messungen am Skelett erneut in den Mittelpunkt des wissenschaftlichen Interesses. Entscheidende Impulse kamen unter anderem von KÜNTSCHER (1934, 1935, 1936), der mittels Dehnungslacken den Kraftfluss am menschlichen Extremitätenknochen darstellte und die Ergebnisse aus seinen Arbeiten in der Knochenchirurgie einsetzte. Sie führten letztlich zur bahnbrechenden Erfindung des Markraumnagels (KÜNTSCHER 1940).

BENNINGHOFF (1931) untersuchte vor allem die Architektur der Knochenkompakta und wies Einflüsse auch von Kräften nach, die am Periost bzw. Perichondrium angreifen. In diesem Zusammenhang wurde erstmals der Ausdruck "Zuggurtung" verwendet. Zur Auffindung der besten Schnittlinien für Osteotomie am Femur untersuchte MILCH (1940) den Kraftfluß an der Knochenoberfläche mit einer photoelastischen Analyse: Dazu wird polymerisierter Phenylformaldehyd aufgetragen, dessen Molekularstrukturen sich unter Belastung entlang den Kraftlinien anordnen und dann im polarisierten Licht sichtbar gemacht werden können. Dabei bestätigten sich nachträglich die Arbeiten von ROUX (1885) und WOLFF (1870) über die Gesetze von Knochenwachstum und -transformation.

EVANS (1955) zeichnete alle damals bekannten Methoden zur Messung der Knochenbelastung auf. Er legte besonderen Wert auf die photoelastische Analyse und auf die Kraftanalyse

mittels Dehnungslacken. Gleichzeitig erwähnte er erstmals Messungen mittels Dehnungsmeßstreifen, die er und seine Mitarbeiter COOLBAUGH und LEBOW an der Tibia eines lebenden Hundes fixiert hatten. In früheren Jahren hatte sich EVANS (1948, 1951a, 1951b) bereits mit den Zusammenhängen zwischen Femurfrakturen und einwirkenden Kräften beschäftigt.

Auch HIRSCH et al. (1955) und MATZEN (1955) interessierten sich für physikalische Messungen am Knochen in erster Linie im Zusammenhang mit der Erklärung der verschiedenen Frakturtypen, sowie der Bruchheilung.

FROST (1964), SEDLIN (1965) sowie SMITH et al. (1965) fassten noch einmal die morphologischen und chemisch- physikalischen Gegebenheiten beim inneren Bau der Knochen sowie deren Veränderung unter Belastung zusammen, und PIOTROWSKI/WILCOX (1971) entwarfen ein Computer-Programm zur Berechnung des Kraftflusses in langen Röhrenknochen.

Nach der Publikation von ROBERTS (1966) konzentrierte sich das Interesse vermehrt auf die Messungen mittels Dehnungsmeßstreifen und es entstanden die Grundlagenarbeiten für die AO-Osteosynthese von PERREN et al. (1969a, 1969b, 1969c). NACHEMSON/ELFSTRÖM (1971) und LANYON et al. (1974) setzten dann die Telemetrie zur Meßwertübertragung ein und ermöglichten so die Untersuchungen am sich frei bewegendem Menschen.

Auch die Veterinärmedizin folgte dieser Entwicklung:

SEMB (1966) untersuchte experimentell die Bruchfestigkeit von Knochen, die von natürlich und von immobilisiert gehaltenen Hunden stammten und stellte gravierende Unterschiede fest. BYNUM et al. (1971) und WILSDORF (1971) beschäftigten sich vor allem mit der Biomechanik des Pferdemetacarpus und versuchten einzelne dort lokalisierte Krankheitszustände damit zu erhellen.

Belastungsmessungen am Skelett des freilaufenden Tieres erfolgten dann vor allem in den USA. Bahnbrechend sind die Publikationen der Arbeitsgruppe um LANYON (1969, 1970, 1971 a 1971b, 1972, 1973, 1974a, 1974b).

COCHRAN (1974) befasste sich noch einmal besonders mit dem meßmethodischen Problem der direkten Aufzeichnung von bio-

mechanischen Daten vom Skelett lebender Tiere.

TURNER et al. (1975) maßen dann erstmals mit der neuen DMS- 1) Methode die Druck- und Zugkräfte an den Extremitätenknochen eines Pferdes und fanden starke Einflüsse von Laufrichtung und Fußungsweise.

PREUSCHOFT (1977) versuchte dagegen einmal mehr die auf die Vorderbeine der Sportpferde einwirkenden Kräfte rechnerisch zu ermitteln und fand am Metacarpus vor allem Druck- und nach volar gerichtete Biegekräfte.

- 1) Wir verwenden in dieser Arbeit die Abkürzung DMS für Dehnungs-Meß-Streifen.

2.2. Morphologie und Biomechanik von Extremitätenknochen.

2.2.1. Äußere Form und innere Architektur in Abhängigkeit von der Funktion.

Während man jahrhundertlang Knochengewebe für relativ inertes, fast totes biologisches Material hielt- wozu unter anderem auch die Tatsache beitrug, daß bei archäologischen Ausgrabungen neben Metall- und Keramikgegenständen vor allem Knochen gefunden wurden-, weist WOLFF (1870) als einer der Ersten nach, daß die innere Architektur und die äussere Form der Extremitätenknochen in hohem Maße durch die einwirkenden statischen und dynamischen Belastungen geprägt wird.

Seine in der Neuzeit vielfach bestätigten Arbeitsergebnisse gipfeln in der Feststellung, daß

1. der Sinn der inneren Architektur der Extremitätenknochen darin liege, ein Maximum an Festigkeit bei einem Minimum an Knochengewebe und damit Gewicht zu erzielen,
2. dieses erreicht werde durch die besondere Anordnung von feinen Knochenspangen, sogenannten Trajektorien, nur an jenen Stellen, an welchen bei einem kompakten Knochen die Zug- und Druckkraftlinien verlaufen und daß
3. scherende Kräfte, in ihre Einzelkomponenten zerlegt, von Zug- und Drucktrajektorien aufgenommen würden und somit innerhalb der Trajektorien in keinem Falle scherende Kräfte auftreten.

1892 veröffentlichte WOLFF dann sein "Gesetz der Transformation der Knochen". Darin wies er nach, daß es sich bei den Extremitätenknochen um ein hochreaktives biologisches Gewebe handelt, das jeder Änderung der Belastungsverhältnisse durch eine Umwandlung der inneren Architektur begegnet. Dies konnte er besonders anhand von pathologisch deformierten Extremitätenknochen bei verschiedenen Skeletterkrankungen nachweisen. Als Anstoß für die Transformation der inneren Architektur und der äußeren Gestalt der Knochen galt ihm vor allem der trophische Reiz der Funktion: Knochengewebe werde nämlich überall dort vermehrt gebildet, wo höhere Zug- und Druckkräfte auftreten, und umgekehrt würde Knochengewebe stets an jenen

Stellen verschwinden, wo die Zug- und Druckbelastung geringer geworden sei.

Während WOLFF noch offen ließ, woher das Knochengewebe eigentlich seine Information über die geänderten Belastungsverhältnisse bezieht, hielt BENNINGHOFF (1931) Perichondrium und Periost für die entscheidenden Informations- und Leitsysteme der Knochenarchitektur. Nach seiner Auffassung ist das gesamte Skelett von einer Skeletthaut überzogen, die im Sinne einer Zuggurtung vor allem Zugkräfte aufnimmt, während Knorpel und Knochen die "Druckmasse" repräsentieren.

THOMPSON (1943) glaubte dagegen in den dendritenähnlichen Zellfortsätzen der Osteozyten die eigentlichen Rezeptoren für Zug- und Druckkräfte erkannt zu haben.

BASSET/BECKER (1962) und ANDREW/BASSET (1971) wiesen dann nach, daß tatsächlich die Osteozyten die Kraftrezeptoren im Knochengewebe darstellen, daß aber die Änderung der elektrischen Zellpotentiale der eigentliche Informationsträger ist.

Knochengewebe unter Druck entwickelt nämlich ein negatives Potential gegenüber der geringer belasteten Umgebung.

ALLGOEWER et al. (1969) sowie PERREN et al. (1969 a,b,c) stützten nach fast einem Jahrhundert die Meinung von WOLFF (1892) bei ihren Untersuchungen an Kompressionsplatten. Sie stellten fest, daß durch Kompressionsplatten erzielte hohe interfragmentäre Drücke nicht infolge Knochenabbau, sondern Knochenumbau innerhalb von Monaten fast völlig verschwinden.

KOCH (1917) veröffentlichte unter dem Titel "Law of Bone Architecture" seine Untersuchungen am Femur eines tödlich verunglückten Negers. Anhand mathematischer Analysen der Knochenquerschnitte glaubte er, daß die Kompakta des Femurschaftes letztlich aus eng zusammenliegenden Längstrajektorien gebildet werde und daß hier vor allem longitudinal verlaufende Kräfte aufzunehmen seien. Die Spongiosa der Femurepiphyse hingegen nehme auch scherende Kräfte auf. Auch glaubte er, daß die mechanischen Einflüsse des Körpergewichts die Knochenarchitektur sehr viel mehr beeinflussen, als die direkte Einwirkung

von Muskeln und Sehnen.

EVANS (1957) hielt Zug und Druck für "gleichberechtigte" Kräfte innerhalb der Knochen, die in gleichem Maße die innere Architektur prägen. Auch er wies der Muskelkraft untergeordnete Funktion zu.

Einen eigenen Standpunkt vertrat FROST (1964). Er verglich die Extremitätenknochen mit Beton, welcher, einmal ausgehärtet, zunächst in Form und Größe unveränderbar bleibt. Es liessen sich aber Formveränderungen dadurch erreichen, daß auf der einen Seite etwas weggemeißelt, auf der anderen Seite etwas angesetzt werde. Für diese Veränderung am fertigen Knochen seien die Osteozyten verantwortlich. Diese entstünden aus Mesenchymalzellen und würden dann je nach einwirkender Kraft zu Osteoklasten oder Osteoblasten differenziert. Weiter wies FROST darauf hin, daß die mit viskösem Material gefüllte Markhöhle einen inneren hydraulischen Effekt auf das umgebende Knochengewebe ausübe, der umso bedeutsamer werde, je kürzer, heftiger und öfter sich wiederholend eine Belastung sei. Auch glaubte er, daß Torsionskräfte in einem Röhrenknochen durch eine spiralförmige Anordnung der Havers'schen Systeme aufgefangen werde.

KNESE/HARNACK (1962) fanden bei elektronenmikroskopischen Untersuchungen an entmineralisierten Röhrenknochen von Ratten, daß sich im Diaphysenbereich vor allem longitudinal verlaufende Kollagenfibrillen befinden, denen eine dünne Schicht spiralförmig verlaufender Fasern aufliegt.

Mittels Dehnungsmeßstreifen bestätigte LANYON (1974b) die Gesetze von KOCH (1917). Er untersuchte den Calcaneus vom Schaf und bewies, daß die Anordnung der Dehnungsmeßstreifen in Richtung der Hauptkraft eine Übereinstimmung ergibt mit den im Röntgenbild sichtbaren Trajektorien.

MATZEN (1955) prüfte in Tierversuchen den Einfluß von Zug-, Druck-, Biege- und Scherkräften auf Heilung und Kallusbildung bei Frakturen. Er stellte fest, daß Zug-, Biege- und

Scherkräfte die Bruchheilung stören und zu übermäßiger Kallusbildung führen, während Druckkräfte die Ausheilung beschleunigen durch intensiveren Kontakt der Frakturrenden und entsprechend schnellerem knöchernen Durchbau der Frakturstellen.

2.2.2. Kraftfluß und mechanische Widerstandsfähigkeit.

Vor allem Untersuchungen zum Frakturgeschehen am Femur des Menschen haben seit der Jahrhundertwende unsere Kenntnisse über Kraftfluß und mechanische Widerstandsfähigkeit im Knochen beträchtlich erweitert. Nach geltender Auffassung ist die innere trajectorielle Struktur der Röhrenknochen von dem Bemühen geprägt, allen natürlicherweise in Ruhe und Bewegung auftretenden Kräften physikalisch optimal zu begegnen. Der spongiöse Durchbau der Epiphysen verfolgt dabei vor allem das Ziel, die von den Gelenkflächen aus den verschiedensten Richtungen eintretenden Kräfte zur Diaphyse hin vorwiegend longitudinal oder spiralgig verlaufend auszurichten (ROUX, 1885; BENNINGHOFF, 1931; KÜNTSCHER, 1935). Dagegen lässt der Fibrillenverlauf in den einzelnen Osteonen kaum ein Eingehen auf unterschiedliche Belastungen erkennen, auch ist es - entgegen landläufiger Ansicht - nahezu unmöglich, aus flächenhaften Knochenschnitten den Kraftfluß im dreidimensionalen Gesamtknochen darzustellen (BENNINGHOFF, 1931, COHEN/HARRIS 1958).

Immerhin scheint das Kraftmuster an der Knochenoberfläche die Kräfteverhältnisse im Innern naturgetreu widerzuspiegeln (KÜNTSCHER, 1935). Diese Tatsache erlaubt erst den Einsatz moderner Meßmethoden, beispielsweise von Dehnungslacken und -meßstreifen (EVANS, 1935).

Auch scheint Knochengewebe unter Belastung als homogenes Material zu reagieren, obwohl es sich doch aus physikalisch sehr unterschiedlichen Komponenten, nämlich weichen Zellen, zugfesten Fasern und starrer Kittsubstanz zusammensetzt. Versuche mit Dehnungslacken ergaben einen gleichförmigen Verlauf der Dehnungslinien selbst im mikroskopischen Bereich (KÜNTSCHER, 1935). Bemerkenswert ist weiter die Beobachtung, daß beispielsweise am Femur des Menschen bei unterschiedlichsten Abduktions- und Adduktionsstellungen sowie Hüftgelenkwinkeln stets das gleiche Kraftlinienbild auftritt. Der Kraftfluß und das Kräftemuster in den langen Röhrenknochen bleiben also verhältnismäßig gleichförmig, solange

die einwirkenden Zug-, Druck- und Scherkräfte den bei der natürlichen Fortbewegung auftretenden Verhältnissen entsprechen (KÜNTSCHER, 1935).

Bei chronischer Überlastung überfordern vor allem Zugspannungen die natürliche Anpassungsfähigkeit des Gewebes. Es treten dann am Ort der Zugspannungsspitzen entweder Zusammenhangstrennungen auf oder aber lakunäre Resorption der dortigen Knochenlamellen, die durch kalklosen Geflechtknochen ersetzt werden. Diese "Looser'schen Umbauzonen" imponieren im Röntgenbild wie subperiostale Kontinuitätstrennungen (KÜNTSCHER, 1935). Typische Beispiele dafür sind derartige Umbauzonen am Femurhals bei Fehlstellung im Hüftgelenk, die nach subtrochantärer Osteotomie innerhalb kurzer Zeit wieder verschwinden, weil durch die operative Therapie die Spannungsspitze beseitigt wird. Auch die bei der sogenannten "Schlatter'schen Erkrankung" auftretende Umbauzone an der Tuberositas tibiae wird als Zugspannungsspitze durch übermäßige Einwirkung des Quadriceps erklärt.

Überschreitet dagegen eine kurzdauernde und einmalige Belastung die mechanische Widerstandsfähigkeit des Knochens, so kommt es zur Fraktur, die nach Lage und Verlauf stets den Zugspannungsspitzen folgt (KÜNTSCHER, 1935; GURDJIAN/LISSNER, 1945; CURREY, 1962). Die im Knochengewebe vorhandenen Lakunen um Osteozyten und Blutgefäße und an Muskelansatzstellen wirken konzentrierend auf Zugspannungslinien und sind nicht selten Ausgangspunkte einer Zusammenhangstrennung. Auf der anderen Seite enden Fissurlinien recht häufig in diesen Gewebslücken, die also gleichzeitig auch eine Sicherungseinrichtung des Gewebes darstellen (CURREY, 1962).

Die mechanische Widerstandsfähigkeit des Knochengewebes wird von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst und ist auch innerhalb einer Spezies starken individuellen Schwankungen unterworfen.

Als einer der Ersten beschäftigte sich RAUBER (1876) mit den physikalischen Eigenschaften des Knochengewebes. Als Zugfestigkeit für körperwarmer menschliche Kompakta ermittelte

er anhand von Knochenwürfeln, die er aus der Kompakta geschnitten hatte, Werte zwischen 9,25 und 12,41 kg/mm², für Druckfestigkeit Werte zwischen 12,56 und 16,8 kg/mm². Dagegen fand er für spongiöses Gewebe lediglich Werte von 0,84 bis 0,96 kg/mm². Anhand von Bieigungsversuchen stellte er ferner fest, daß der Elastizitätsmodul des Knochens doppelt so hoch ist wie der des Holzes, aber nur ein Drittel so groß wie der des Messings. Die Elastizitätsgrenze liegt nach seiner Beobachtung zwischen dem ersten und zweiten Viertel der Bruchbelastung. Eine länger dauernde Belastung wirkt im übrigen wie eine kurzzeitige Belastung mit einem höheren Gewicht. Die Torsionsfestigkeit der Kompakta gab RAUBER mit 8 bis 9 kg/mm² an.

MESSERER (1880) untersuchte noch lebenswarmes, frisch entnommenes menschliches Knochenmaterial. Bei ihm schwankt die Bieigungsfestigkeit bei den Extremitätenknochen zwischen 1040 und 1980 kg/cm². Weiter glaubte er an eine gewisse Altersabhängigkeit der Festigkeit, die von der Geburt bis zum mittleren Lebensalter durchweg zunehme, danach aber wieder abfalle. Bestimmend für die Festigkeit des Knochens hielt er das Verhältnis zwischen organischer und anorganischer Substanz. Knickungsbrüche erfolgten am Femurhals durchschnittlich bei einer Belastung von ca. 800 kg, am Femurschaft bei ca. 750 kg. Die höchsten Werte fand er an der menschlichen Tibia mit 1650 kg. Die entsprechenden Werte lagen bei Knochen von weiblichen Individuen um 30-50% niedriger. In der Torsionsfestigkeit erreichten Femur, Tibia und Humerus die mit Abstand höchsten Werte.

HÜLSEN (1898) gab die Zugfestigkeit mit 10,40 bis 10,56 kg/mm², die Druckfestigkeit mit 12,95 kg/mm² an.

KOCH (1917) verglich die Widerstandskraft des Knochens mit der anderer Materialien, beispielsweise von Stahl, verschiedenen Metallen, Baustoffen und ähnlichem. Aus seiner tabellarischen Zusammenstellung geht hervor, daß Knochengewebe eines der leichtesten und widerstandsfähigsten Materialien ist. Auch wies er rechnerisch nach, daß die Belastung beispielsweise eines Femurkopfes im Stand ca. 30% des Körpergewichtes beträgt, beim Gehen ca. 80% und beim Laufen ca. 160%.

KÜNTSCHER (1936) bestätigte die Ergebnisse der Festigkeitsversuche von MESSERER, stellte darüber hinaus aber auch fest, daß bei jeder Belastung eines Knochens Deformationen eintreten, wobei zusätzliche Kräfte als Querspannungen im rechten Winkel zur Hauptlastrichtung auftreten. Dieser zweiachsige Spannungszustand müsse bei allen Versuchen am Knochen beachtet werden, um Fehlschlüsse zu vermeiden.

Bei Belastungsstudien am Femur des Menschen errechnete MARIQUE (1945) bei einer Belastung von 100 kg die größten Zugspannungskräfte an der lateralen Seite des Femurhalses mit 117 kg/cm^2 , die höchsten Druckkräfte an der medialen Seite des Femurhalses sowie am Trochanter minor mit jeweils 148 kg/cm^2 . Diese Kräfte werden nach distal immer geringer. In der Mitte des Femurschaftes betrug die größte Druckbelastung noch 103 kg/cm^2 , in der Gegend der Epicondylen sogar nur noch 40 kg/cm^2 . An den entsprechenden Stellen wies MARIQUE noch Zugspannungen von maximal 68 bzw. 12 kg/cm^2 nach.

In einer ähnlichen Untersuchung demonstrierten EVANS et al. (1948), daß eine dynamisch einwirkende Kraft ähnliche Femurverformungen hervorruft wie eine statische Belastung, die dazu 20 bis 30 mal größer sein muss. Grundsätzlich sei aber das Kräftemuster bei statischer und dynamischer Belastung weitgehend gleich.

EVANS/LEBOW (1951b) stießen in einer weiteren Untersuchung auf starke regionale Schwankungen der Zug- und Druckfestigkeit am Femur. So fanden sich beispielsweise die größte Zugfestigkeit am Femurschaft im lateralen Quadranten ($12,12 \text{ lbs/in}^2$) 1), die niedrigste im vorderen Quadranten ($11,37 \text{ lbs/in}^2$). Gleichzeitig befindet sich die größte Widerstandsfähigkeit gegenüber scherenenden Kräften im mittleren Schaftabschnitt ($10,48 \text{ lbs/in}^2$), die kleinste im distalen ($9,35 \text{ lbs/in}^2$).

Nach ausgedehnten Untersuchungen von experimentellen Femur-

1) $11 \text{ lbs} = 453,593 \text{ g}$

$1 \text{ in} = 2,54 \text{ cm}$

frakturen vertraten EVANS et al. (1951 a) die Ansicht, daß selbst unter rein vertikaler Belastung jede klinisch auftretende Frakturform möglich ist. Selbst Spiralfrakturen benötigen keine Torsionskräfte zu ihrem Auftreten. Die Autoren betonten weiter, daß eine Fraktur stets Folge einer übermäßigen Zugbelastung sei.

Auch HIRSCH et al. (1955) versuchten durch Experimente mit Kaninchenknochen die verschiedenen, klinisch auftretenden Arten von Frakturen zu erklären. Sie kamen dabei zu dem Ergebnis, daß rein vertikale Belastungen an der Tibia zu Frakturen führten, deren Bruchlinien im Bereich der Metaphyse verlaufen. Dagegen traten bei schräg einwirkenden Kräften eher Diaphysenfrakturen auf. Splitterfrakturen fanden sich stets bei kurzzeitig und heftig einwirkenden Belastungen. Torsionskräfte mit einem Drehwinkel von weniger als 10° beeinflussten weder Fraktur, noch die zur Fraktur notwendige Belastung. Bei Torsionswinkeln über 10° kam es regelmäßig zu diaphysären Spiralfrakturen. Ähnliche Verhältnisse fanden sich am Femur, doch blieben die zur Fraktur notwendigen Belastungen erheblich geringer.

Ähnlich wie KOCH (1917) kam MARTZ (1956) zu dem Schluß, daß Knochengewebe infolge seiner speziellen inneren Struktur eines der widerstandsfähigsten Materialien überhaupt sei. Bei seinen Untersuchungen an Metallimplantaten für die Osteosynthese zeigte sich Knochengewebe jedem Implantat weit überlegen. Er riet deshalb bei Osteosynthese mittels Implantaten auf eine äußere Fixation nicht zu verzichten.

HIRSCH/BRODETTI (1957) verwendeten wohl erstmals Dehnungsmeßstreifen zur Untersuchung der mechanischen Widerstandsfähigkeit von Knochengewebe. Sie fanden, daß die caudale Corticalis des Femurhalses beim Menschen ca. 40% der einfallenden Belastung trägt, die craniale Corticalis ca. 20% und die craniale und caudale Spongiosa je 15%. Zerstört man aber jeweils gleichzeitig Corticalis und angrenzende Spongiosa, so reduziert sich die Tragfähigkeit unabhängig von der Lokalisation auf 50%. Daraus schließen die Autoren, daß Knochengewebe mit einer

Brückenkonstruktion vergleichbar sei, bei der die Kompakta das eigentliche Fundament darstelle, während das trabekuläre Gewebe einem Verstärkungssystem ähnlich den Trossen einer Hängebrücke entspreche.

FORSSBLAD (1959) setzte ebenfalls Dehnungsmeßstreifen für Belastungsmessungen am Knochen ein. Er stellte fest, daß grundsätzlich Deformation und Belastung am Femur des Menschen in einer Gleichung ersten Grades darstellbar sind, das heißt, eine direkte und lineare Abhängigkeit besteht. Als interessantes Nebenergebnis dieser Untersuchung stellte sich heraus, daß an verschiedenen Stellen des Knochens entnommenes Femur-gewebe einen stark unterschiedlichen Elastizitätsmodul aufweist.

Bei Untersuchungen an Rinderknochen stellten BONFIELD/LI (1966) fest, daß bei Zugbelastung Knochenmaterial zunächst eine elastische Verformung erfährt, die aber dann zunehmend von einer plastischen Verformung abgelöst wird, die mit wachsender Last exponentiell ansteigt. Bleibt die Zugbelastung innerhalb der Elastizitätsgrenzen, so kehrt das Gewebe nach der Entlastung in seinen Ausgangszustand zurück. Ist dagegen eine plastische Verformung eingetreten, so stellt sich in der ersten Minute nach der Entlastung eine Kontraktion des Gewebes ein, die aber in keinem Falle ausreicht, die ursprünglichen Verhältnisse wiederherzustellen. Diese Gesetzmäßigkeit erinnert in hohem Maße an die Ergebnisse ähnlicher Untersuchungen von ABRAHAMS (1967) und EVANS/BARBENEL (1975) an Sehngewebe.

Auch bei Druckbelastung weichen die anfangs elastischen Eigenschaften einer plastischen Verformung. Gegenüber Zug- und Druckbelastungen am widerstandsfähigsten zeigt sich Knochengewebe bei einer Temperatur von 0°C ., darüber und darunter fallen die Grenzwerte ab.

Ein interessantes Ergebnis der Arbeit ist also die Tatsache, daß Knochengewebe vor der Frakturierung eine plastische Verformung erfährt und daß bei Belastungen bis unmittelbar unter -

halb des Frakturwertes nach der Entlastung eine plastische Restverformung zurückbleibt, die im Wiederholungsfalle schließlich zu einer Ermüdungsfraktur führt.

Auch andere Faktoren, wie z.B. die Ernährung beeinflussen in hohem Maße die Bruchfestigkeit eines Knochens:

BECKER/NEAL (1930) sowie CLARKE et al. (1936) konnten nachweisen, daß mineralsalzarme Diät die mechanische Widerstandsfähigkeit von Knochengewebe bis auf 10% des Ausgangswertes absenken kann.

BELL/CUTHBERTSON (1943) fanden in Tierversuchen, daß die Verfütterung von HVL-Extrakten, von Östrogen und Parathormon die Bruchfestigkeit der Knochen erhöht, während Gaben von Schilddrüsen-gewebe zu einer Verminderung führen.

Eine recht vollständige Arbeit über die elastischen und plastischen Eigenschaften menschlichen Femurgewebes gab SEDLIN (1965), der als Quintessenz seiner Untersuchungen das Knochengewebe als viskös-elastisches Material bezeichnete.

SEMB (1966) wies in Tierversuchen mit Hunden nach, daß der Verlust an Bruchfestigkeit bei immobilisierten Extremitäten nicht auf einen Verlust der mechanischen Widerstandsfähigkeit des Knochengewebes zurückzuführen ist, sondern eine direkte Folge der eintretenden Knochenatrophie und des verminderten Knochen-volumens ist.

WOOD (1971) stellte an menschlichen Schädelknochen ebenfalls zunächst elastische, dann plastische Verformung fest, die stets einer Zusammenhangstrennung vorangehen.

Erstaunlicherweise scheint devaskularisiertes Knochengewebe noch wenigstens vier Monate seine physikalischen Eigenschaften und seine mechanische Widerstandsfähigkeit beizubehalten, solange das umgebende Körpergewebe tolerant bleibt und nicht mit Einschmelzung oder Abstoßung reagiert (STEVENS/RAY 1962).

2.3. Morphologie und Biomechanik des Metacarpus beim Pferd.

2.3.1. Äußere Form und innere Architektur.

Nach WOLFF (1892) muß eine Untersuchung über die äußere Form und die innere Architektur eines Extremitätenknochens stets Stückwerk bleiben, solange man seine Funktion innerhalb der Gliedmaßensäule und des Gesamtskeletts unberücksichtigt läßt. Dies gilt in hohem Maße auch für den Metacarpus des Pferdes. Schon ein oberflächlicher Vergleich mit dem innerhalb der jeweiligen Gliedmaße gleichrangigen Metatarsus zeigt so deutliche Unterschiede, daß es naheliegt, einige Bemerkungen zu den anatomischen und funktionellen Eigentümlichkeiten der Vordergliedmaße beim Pferd vorzuschicken:

Nach geltender Lehrmeinung erfüllt die Vorderextremität beim Pferd vor allem Stütz-, die Hinterextremität vornehmlich Antriebsfunktion. Dies kommt unter anderem darin zum Ausdruck, daß ca. 60% der gesamten Extremitätenmuskulatur sich an der Hinterhand konzentrieren (SCHMALTZ 1922, NICKEL et al. 1961). Ein ähnliches Verhältnis gilt auch für die jeweilige Knochenmasse (SCHAUDER 1922, SCHMALTZ 1922).

Andererseits ist nachgewiesen, daß schon unter statischen Bedingungen die Vordergliedmaße ca. 55 - 60% des Körpergewichts aufzunehmen hat (PAPE 1942, KRÜGER 1943, NICKEL et al. 1961, SCHEUNERT/TRAUTMANN 1965, KOLB 1967).

Dies ist möglich, weil der passive Trageapparat an der Vorderextremität optimal ausgebildet ist (SCHMALTZ 1909).

Darauf weisen auch die elektrophysiologischen Untersuchungen von KRÜGER/THUR (1928) hin, die beim Pferd im Vergleich zu anderen Tierarten minimale Muskelaktionspotentiale an der Vorderextremität im Moment der Belastung nachweisen. Auch scheint der Umstand bedeutsam, daß die auftretenden Kräfte im Gegensatz zur Hinterhand (Sprunggelenk) recht ungebrochen durch den Carpus fließen (SCHMALTZ 1906, WALTER 1925, SCHRÖDER 1958/59, SMYTHE 1963, SPARKS 1970).

Nach SCHMALTZ (1909) hat der Metacarpus des Pferdes die statisch für eine Stützfunktion ideale Form einer griechischen Säule.

Einem langgestreckten, röhrenförmigen Schaft-deshalb auch die Bezeichnung Röhrebein- sind proximal und distal jeweils sich erweiternde Epiphysen als Sockel beziehungsweise Kapitellet angefügt. Im transversalen Schnitt offenbart sich eine quere ovale Form, wobei die volare Kontur kaum eine Auswölbung zeigt. Die dorso-volare Kompression ist beim Schrittpferd recht ausgeprägt, hingegen nähert sich der Querschnitt eines Metacarpus beim Rennpferd schon stark der eher rundlichen Form des Metatarsus (EICHBAUM 1890, DISSELHORST 1906, WOLTER 1907, HENSELER 1912, KRÜGER 1943).

Im Sagittalschnitt am senkrecht stehenden Röhrebein läßt sich eine geringfügige Krümmung nach volar nachweisen, die im distalen Drittel unmittelbar oberhalb des Gelenkkopfes einer nach dorsal gerichteten Ausbiegung weicht. Diese letztere Ausformung findet sich beim Pferd in ähnlicher Weise am Metatarsus und Radius, soll der Stoßbrechung dienen und kompensiert bei senkrechter Stellung die mangelnde Schräglage (EICHBAUM 1890).

Die umfangreichste Kompakta findet sich am Übergang vom proximalen zum mittleren Drittel, etwa in jener Höhe also, wo von volar ein großes Foramen nutritium in den Metacarpus hinein-führt.

Während EICHBAUM (1890) diese Tatsache noch darauf zurück-führt, daß an dieser Stelle ursprünglich das diaphysäre Ossifikationszentrum gelegen habe, das durch ungleiches Wachstum in der proximalen bzw. distalen Epiphysenfuge einfach nach oben geschoben worden sei, vertreten andere Autoren die Auffassung, daß an jener Stelle eine Konzentration der Zug- und Druckkräfte stattfinde (GROMMELT 1912, SCHRÖDER 1958/59, WILSDORFF 1971).

Tatsächlich manifestiert sich die sogenannte "Schienbeinerkrankung" (Sore Shine) jugendlicher Galopprennpferde- eine typische Überbelastungserscheinung - gerade in diesem Bereich (ADAMS 1974).

Auch im Knochenquerschnitt offenbart sich eine ungleichmäßige

Ausbildung der Corticalis-Wandstärken:

EICHBAUM (1890) fand die dickste Corticalis an der dorsalen und medialen Fläche des Metacarpus. Dorsal maß er die stärkste Corticalisausbildung mit 8,5 mm am Übergang vom proximalen zum mittleren Drittel. Von dort nimmt sie nach distal fortlaufend ab. Die volare Kompakta dagegen ist sehr viel gleichmäßiger ausgebildet, besitzt aber ihre stärkste Stelle mit ca. 7,5 mm gleichfalls im Bereich des Foramen nutritium.

WOLTER (1907) stellte fest, daß die Röhrbeine von Hengsten vergleichsweise die größte Wandstärke besitzen gegenüber Wallachen und Stuten. Beim Schrittpferd ist die Corticalis im Schaftbereich absolut dicker, im Vergleich zum mittleren Durchmesser des Röhrbeins jedoch relativ schwächer als beim Laufpferd. Weiter lässt sich beim Schrittpferd eher eine stärkere Ausbildung der lateralen Röhrbeinwand, beim Laufpferd eher der dorsalen Wand nachweisen (v LÜTZOW 1908).

Für die Mitte des Röhrbeinschaftes gab WOLTER beim Laufpferd folgende Zahlen an:

Volar 5,9mm, lateral 8,63 mm, dorsal 9,25 mm und medial 10,98 mm.

Die Vergleichszahlen beim Schrittpferd sind:

Volar 6,29 mm, lateral 9,11 mm, dorsal 8,99 mm und medial 11,89 mm.

HENSELER (1912) bestätigte im wesentlichen die Ergebnisse von WOLTER und stellte in der Zusammenfassung seiner Arbeit gleichfalls fest, daß die Corticalisstärke am Metacarpus des Pferdes von volar über lateral, dorsal nach medial zunimmt.

GROMMELT (1912) brachte die Ausbildung der Röhrbeinwand in Beziehung zur Gliedmaßenstellung der Pferde. Er wies nach, daß die Meßergebnisse von EICHBAUM und WOLTER nur für regelmäßig gestellte Pferde gelten, daß aber bei bodenenger Gliedmaßenstellung die stärkste Kompaktastelle an der medialen Wand nach proximal sich verschiebe, bei bodenweiter Stellung nach distal.

2.3.2. Kraftfluß und mechanische Widerstandsfähigkeit.

Als einer der Ersten beschäftigte sich EICHBAUM (1890) mit der Statik und Mechanik des Pferdeskeletts. Nach seiner Auffassung werden Drucklasten vom Metacarpus des Pferdes vorzugsweise mit der dorsalen Wand aufgenommen, während Zugkräfte eher auf der volaren Seite auftreten. Als Begründung gibt er an, daß eine Senkrechte vom tiefsten Punkt der proximalen Gelenkfläche sehr nahe an der vorderen Wand verläuft und daß weiter die Kompakta der dorsalen Wand sehr viel stärker ausgebildet sei als volar.

HOFFMANN (1901) stellte den Pferdemetatarsus in den Mittelpunkt seiner Untersuchungen über die mechanische Widerstandsfähigkeit der Knochen. Bei hydraulischen Druckversuchen zeigt sich der Metatarsus als der widerstandsfähigste aller Extremitätenknochen. Zur mechanischen Zerstörung benötigte er Druckkräfte bis 7500 kg.

WOLTER (1907) prüfte gleichfalls die mechanische Widerstandsfähigkeit des Metacarpus in einer hydraulischen Presse. Die durchschnittliche Druckbelastung in der Längsachse bis zum Bruch betrug bei Laufpferden 1160 kg, mit Schwankungen von 730 bis 1640 kg. Der Durchschnittswert bei Schrittpferden wird mit 1528 kg angegeben, mit Schwankungen zwischen 1140 und 1900 kg. Bei dorso-volarer Belastung zur Prüfung der Biegefestigkeit stellte der Autor fest, daß der Knochen selten am Ort der Krafteinwirkung brach, sondern meist etwas distal davon. Auch verlief die Bruchlinie nur ausnahmsweise quer durch den Schaft, sondern häufig schräg nach distal und volar, manchmal bis in die distale Gelenkrolle. Auch zeigten sich gelegentlich die von MESSERER (1880) beschriebenen Keilaussprengungen an der volaren Fläche. Meist war der Bruchlinienverlauf symmetrisch bezüglich der lateralen und medialen Wand.

Torsionsversuche führten zu spiralig verlaufenden häufig sich teilenden Bruchlinien. Auch waren deutliche Unterschiede in der Torsionsfestigkeit in Abhängigkeit von der Dreh-

richtung augenfällig die der Verfasser allerdings eher auf eine unterschiedliche Widerstandsfähigkeit der einzelnen Metacarpi zurückführte. Die Durchsicht seiner tabellarischen Zahlenangaben läßt jedoch durchaus den Schluss zu, daß eine Außenrotation im Carpus vom Metacarpus eher toleriert wird als eine Innenrotation. Das zum Bruch notwendige Drehmoment lag zwischen 40 und 57,5 kpm.

HENSELER (1912) stellte gleichfalls mechanische Untersuchungen am Metacarpus des Pferdes an, verwendete aber im Gegensatz zu WOLTER nicht den gesamten Knochen, sondern prüfte einzelne an der Volarseite entnommene Knochenspangen. Obwohl er keine absoluten Zahlenwerte angibt, kommt er zum Schluß, daß in der absoluten Festigkeit keine Unterschiede zwischen Schritt- und Laufferd bestünden, daß aber die Metacarpi der Schrittpferde elastischer seien und eine höhere Druckfestigkeit besäßen.

BYNUM et al. (1971) untersuchten 37 unversehrte Metacarpi vom Pferd auf ihr Verhalten bei Zug, Druck und Torsion. Sie fanden eine deutliche Altersabhängigkeit der mechanischen Widerstandsfähigkeit in dem Sinne, daß diese von der Geburt bis zur vollen körperlichen Ausreifung zunächst zunimmt, dann aber wieder abnimmt. Die Zugfestigkeit war durchschnittlich doppelt so groß wie die Druckfestigkeit und ca. fünfmal größer als die Torsionsfestigkeit.

Parallel zu diesen physikalischen Untersuchungen über die Festigkeit von Pferdeknochen erschienen bis in die jüngste Gegenwart herein immer wieder Arbeiten, die versuchten, aus Ganganalysen und Gelenkwinkeln die Gesamtbelastung der Pferdegliedmaßen in den verschiedenen Gangarten zu errechnen (WALTER 1925, KADLETZ 1932 und 1934, SCHRÖDER 1958/59, SMYTHE 1963, SPARKS 1966, TAYLOR et al. 1966).

Genaue und absolute Zahlenangaben vermag freilich keiner der Autoren anzuführen. Fast einheitlich wird jedoch die Ansicht vertreten, daß in den schnellen Gangarten ein Mehrfaches der Ruhebelastung an den Vorderextremitäten auftre-

te und daß die Schultergliedmaße des Pferdes neben einer rein vertikalen Belastung vor allem noch Biegebeanspruchung nach volar und lateral aufzunehmen habe (SCHRÖDER 1958/59).

PREUSCHOFT (1977 a/b), ein funktioneller Morphologe, kam nach Zeitlupenstudien und mathematischen Analysen zu dem Ergebnis, daß in Ruhe auf die Vorderröhre des Pferdes eine Druckbelastung von ca. 140 kp/cm^2 einwirke, die sich gleichmäßig auf die gesamte Querschnittsfläche von ca. $5,8 \text{ cm}^2$ verteile. An diesem Beanspruchungsmuster ändere sich auch in der Bewegung nicht viel. Als Höchstbelastung in der Bewegung unter dem Reiter fixierte der Autor Werte um 254 kp/cm^2 . Auch berechnete er nach den Formeln: Kraft = Masse mal Beschleunigung und Beschleunigung = Weg durch Zeit², die insgesamt auf den Pferdekörper einwirkende Druckbelastung bei der Landung nach einem Sprung über 1,60 m Höhe mit dem Zweifachen des Körpergewichtes, bei 2,00 m Höhe mit dem 2,5 fachen des Körpergewichtes. Für den Vordermittelfuß ergaben sich rechnerisch dabei Druckspannungen von ca. 1440 kp/cm^2 . Diese verteilten sich normalerweise gleichmäßig über den gesamten Knochenquerschnitt, in Extremfällen könne jedoch an der Vorderkante des Röhrbeins bis zu 2820 kp/cm^2 auftreten, während gleichzeitig an der Hinterkante die Druckbeanspruchung auf 366 kp/cm^2 abfalle. Grundsätzlich seien jedoch am Vordermittelfuß des Pferdes auch bei der Landung nach dem Sprung vor allem vertikale Druckkräfte, in geringem Maße gelegentlich auch nach volar gerichtete Biegekräfte aufzunehmen.

RYBICKI et al. (1974) verwendeten wohl erstmals Dehnungsmeßstreifen am Metacarpus des Pferdes. Sie versuchten damit abzuklären, wieviel der Zug- und Druckbelastung vom Implantat an einem experimentell mit einer AO-Platte versehenen Metacarpus übernommen wird. Es zeigt sich, daß 80% der einwirkenden Druckkräfte immer noch vom Knochen aufgenommen werden mußten, während 20% über das Implantat auf das distale Fragment übergingen. Bei einer Zugbelastung bewahrte das Implantat auf seiner Seite den Knochen vor 75% der anfallenden Kräfte,

auf der gegenüberliegenden Seite traten aber gleichzeitig das 1,5 -fache der Zugkraft auf.

BARNES/PINDER (1974) versuchten gleichfalls mittels Dehnungsmeßstreifen den Einfluss des gemeinsamen Zehenstreckers auf die Zug- und Druckverhältnisse am Röhrbein des Pferdes zu ergründen. Sie gelangten zu der Auffassung, daß vor allem die lateral auftretenden Druckspannungen durch den Sehnenzug wesentlich mitverursacht werden. Sie stützen damit die Ansicht von LANYON/SMITH (1970), die bei Belastungsmessungen an der Tibia des Schafes fanden, daß der Muskelzug sehr viel mehr zur Belastung des Knochens beitrug, als das Körpergewicht des Tieres.

Abbildung und Text der Arbeit von BARNES/PINDER legen den Schluß nahe, daß auf der medialen Seite des Pferdemetacarpus ausschließlich Zugspannungen auftreten, während auf der lateralen Seite Zug- und Druckkräfte feststellbar sind.

TURNER, MILLS und GABEL (1975) fixierten Dehnungsmeßstreifen lateral und medial, sowie dorsal und volar am Metacarpus beim Pferd. Sie führten ihre Messungen schon 2-3 Stunden nach der Narkose durch und geben selbst zu, daß der Bewegungsablauf der Tiere zu diesem Zeitpunkt nicht ungestört war. Auch waren die Pferde stets über Drähte mit dem stationären Aufzeichnungsgerät in Verbindung.

Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, daß der Metacarpus beim Pferd vorwiegend axial belastet ist, daß auf der lateralen Seite ausschliesslich, volar, medial und dorsal überwiegend Druckkräfte auftreten. Zugkräfte finden sich in ganz geringem Ausmaße auf der volaren, medialen und dorsalen Seite. Als bestgeeignete Stelle für die Platzierung eines AO-Implantates schlagen die Verfasser die dorso- mediale Seite des Metacarpus vor. Berechnungen der Gesamtbelastung des Metacarpus, basierend auf dem Elastizitätsmodul und der Verformung der DMS, ergeben im Stand eine Druckbelastung von 281 kg, im Schritt von 768 kg und im Trab von 1323 kg. Beim Aufwachen aus der Narkose wurden Druckkraftspitzen bis zu 2109 kg gemessen.

3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3.1. Material und Methoden

3.1.1. Versuchstiere

Für die vorliegende Untersuchung fanden insgesamt 8 Versuchspferde Verwendung. Es handelte sich ausschließlich um Halbblutpferde, die im Reitbetrieb, vereinzelt aber auch vor dem Wagen, eingesetzt wurden.

Die Gründe für ihre Außerdienststellung waren entweder fortgeschrittenes Alter oder chronische und unheilbare Affektionen des Respirationsapparates. Keines der Pferde hatte klinisch sichtbare Erkrankungen am Bewegungsapparat.

Das Alter der Pferde lag zwischen $4\frac{1}{2}$ und 20 Jahren, wobei 6 Pferde in der Altersgruppe von 9 bis 16 Jahren waren.

Sämtliche Versuchstiere wurden einer Eintrittsuntersuchung unterzogen, die aus einer klinischen Allgemeinuntersuchung, einer speziellen klinischen Untersuchung des Bewegungsapparates und einer morphologischen und chemischen Blutuntersuchung bestand.

Körperlich geschwächte oder lahme Pferde wurden mit Blick auf die Aussagekraft der Messungen und das Narkoserisiko ausgeschlossen, ebenso Tiere mit unregelmäßiger Gliedmaßenstellung.

Das Körpergewicht der Tiere lag zwischen 440 und 580 kg.

3.1.2. Operation

Die Implantation der Dehnungsmeßstreifen fand in der Regel drei Tage nach Eintreffen der Versuchspferde in der Klinik statt. Sie wurde in Vollnarkose vorgenommen.

Dazu wurden die Pferde zunächst mit 10 mg Acetylpromazin pro 100 kg Körpergewicht i.v. ⁺, sowie 2 mg Atropin sulfur. pro 100 kg KGW i.m. prämediziert.

30 Minuten nach der Prämedikation erfolgte das Ablegen der Versuchstiere zur Vollnarkose mit 10 gr Guajakolglyzerin-Äther pro 100 kg KGW i.v. ⁺⁺, sowie 0,4 gr Thiopental pro 100 kg KGW i.v. ⁺⁺⁺.

Anschließend wurde intubiert und eine Halothan- Lachgas-Inhalationsnarkose eingeleitet und aufrecht erhalten. In Seitenlage des Patienten wurde jetzt nach Vorbereitung des Operationsfeldes (Ausscheren, Desinfektion, Esmarch'sche Blutleere) in der Mitte des Röhrlbeins an der vorgesehenen Implantationsstelle ein ca. 7 cm langer, längsverlaufender Hautschnitt angelegt. Mit einer weiteren Inzision wurden dann die darunter liegende Faszie und die Knochenhaut durchtrennt und zu beiden Seiten hin abpräpariert. Bei dorsaler Implantation mußte dazu die von dorso-lateral hereinziehende Endsehne des gemeinsamen Zehenstreckers stumpf zur Seite weggeschoben werden.

Bei volarer Implantation wurde der Hautschnitt an der Hinterkante des lateralen Griffelbeines angelegt und dann stumpf zwischen Griffelbein und Interosseus zum Röhrlbein vorpräpariert. Hier wurde dann gleichfalls die Knochenhaut durchtrennt und nach beiden Seiten hin stumpf abgeschoben.

-
- ⁺ Vetranquil ^R (Adroka, Basel)
⁺⁺ My 301 ^R (Veterinaria, Zürich)
⁺⁺⁺ Pentotal ^R (ABOTT, Queenborough, Kent)

Die freiliegende Corticalis wurde jetzt mit 100% iger Chloroformlösung mehrmals gründlich entfettet und anschließend mit Aqua dest. abgetupft.

Nunmehr erfolgte die Fixierung der vorbereiteten Dehnungsmeßstreifen an der vorgesehenen Implantationsstelle mittels Isobutyl-2-Cyanoacrylat ⁺.

Die Anschlußkabel der DMS wurden, nach Anlegen einer Schlinge zur Ausschaltung jeglicher fremder Zugeinwirkung zum proximalen Wundwinkel geführt. Über den Anschlußkabeln erfolgte jetzt die Schließung von Faszie und Subcutis in einer fortlaufenden Naht ⁺⁺.

Nach Setzen einer bis in die Subcutis reichenden Stichinzision etwas oberhalb des proximalen Wundwinkels, durch die dann die Anschlußkabel herausgeführt wurden, schlossen wir die Hautwunde mit rückläufigen Einzelheften ⁺⁺⁺.

Die Anschlußkabel wurden gleichfalls mit zwei Einzelheften an der Haut fixiert.

Am 10. Tag p.op. wurden dann die Hautnähte entfernt. Auf die Hautwunde kam jetzt ein Gazetupfer mit einer antibiotischen Wundsalbe ⁺⁺⁺⁺ und darüber ein Wattedruckverband, der am ersten postoperativen Tag, sowie bei jeder Messung gewechselt wurde. Bis zum 4. Tag erfolgte die Versorgung der Versuchspferde mit täglich 2 X 10 Mio. Einheiten Penicillin. ⁺⁺⁺⁺⁺

Die postoperative Heilung verlief bei allen Versuchspferden ohne Komplikationen. Eine Bewegungsstörung nach der Operation wurde lediglich bei einem Pferd beobachtet und war zwei Tage p.op. wieder verschwunden.

-
- ⁺ Ethicon- Bucrylat (Ethicon GmbH, vertr.d. Johnson, Spreitenbach)
- ⁺⁺ Silky Polydek 3-0 (Steril Catgut Gesell., Neuhausen)
- ⁺⁺⁺ Silk 0 (Steril Catgut Gesellschaft, Neuhausen)
- ⁺⁺⁺⁺ Escofuron ^R (Streuli, Uznach)
- ⁺⁺⁺⁺⁺ Penicillin Novo (Aldepha)

3.1.3. Meßtechnik

Die von uns gewählte Methode gründete einmal auf der von KÜNTSCHER (1935) schlüssig nachgewiesenen Gegebenheit, daß das Kraftmuster an der Knochenoberfläche die Kräfteverhältnisse im Innern des Knochens naturgetreu widerspiegelt (siehe Seite 19/20) und zum anderen auf dem physikalischen Umstand, daß ein unter Druck oder Zug gesetzter stromführender Draht durch Querschnittsänderungen gleichzeitig eine Veränderung seines elektrischen Widerstandes erfährt.

Die moderne Dehnungsmeßtechnik arbeitet nicht mehr mit eigentlichen Drähten, sondern mit vorgefabrizierten Dehnungsmeßstreifen, die aus einer Plastikfolie als Trägermaterial bestehen, auf die eine besonders zugempfindliche Metallstruktur "aufgedruckt" wird.

Die von uns verwendeten Dehnungsmeßstreifen⁺ bedeckten eine Knochenfläche von 7,9 x 4,8 mm bei einer Meßgittergröße von 5,59 x 3,05 mm. Damit waren repräsentative Meßwerte gesichert, nachdem BARNES/PINDER (1974) nachgewiesen hatten, daß ab 1 mm² bedeckter Knochenoberfläche gültige DMS-Resultate zu erwarten seien.

Die gesamte DMS-Dicke betrug 0,056 mm. Das Trägermaterial bestand aus Polyimid, die Metallfolie aus einer Constantanlegierung. Das Meßgitter war durch eine Polyimid-Umkapselung völlig isoliert. An die kupferplattierten Lötanschlußfahnen wurden bei einer Temperatur von 330° C⁺⁺ mit halogenfreiem Lötzinns von niedrigem E-modul⁺⁺⁺ die Meßkabel von 0,05 mm² Querschnitt⁺⁺⁺⁺ angelötet.

⁺ CEA-062 UW-120, Micro-Measurements, Romulus, Michigan USA

⁺⁺ Weller Magnastat TCP (24 V), E. Fischer, Zürich

⁺⁺⁺ Stannol, Elektroniklot 60% SN

⁺⁺⁺⁺ Soflex 7 x 0,10, Schweizerische Isola Werke, Breitenbach

Die Isolation der Anschlußfahnen erfolgte mit M-Coat-B⁺ und wurde anschließend in einem gesättigten NaCl-Wasserbad auf Funktion geprüft. Dabei mußte der DMS-spezifische Widerstand von 120 Ohm erhalten sein und die Isolation einen Widerstand von 10^9 Ohm nachweisen.

Die implantationsbereiten DMS wurden dann nach einer von ALDER et al. (1966) beschriebenen Methode mit Formaldehyd desinfiziert.

Nachdem sich in Vorversuchen DMS mit grösserer Grundfläche, sowie Winkel- und Rosetten-DMS zur Simultandarstellung verschiedener Kraftrichtungen⁺⁺ auf Grund deutlich schlechterer Hafteigenschaften als ungeeignet erwiesen, wurden in den Hauptversuchen nur noch in einer Richtung messende DMS vom vorstehend beschriebenen Typ verwendet. Die Darstellung vertikaler, horizontaler und schräg verlaufender Kräfte am Metacarpus erfolgte durch Zuordnung je eines speziellen DMS.

Elektrisch bildet der DMS den vierten Arm einer Wheatstone'schen Brückenschaltung mit einer hochstabilen Gleichspannungsspeisung. Der Brückenausgang liefert Spannungsänderungen proportional der Dehnung des DMS, welche von einem Präzisions-Operationsverstärker mit stufenweise variablem Verstärkungsfaktor auf eine GröÙe gebracht werden, damit die folgende Telemetrieanlage^{+++ u. ++++} richtig angesteuert wird.

Unsere Anordnung besteht aus vier solchen Meßkanälen, die empfängerseitig auf vier Kanäle eines 8-Kanal-Tinten-Linienschreibers⁺⁺⁺⁺ geführt sind. (Abb. 15)

Als Schreibgeschwindigkeit bzw. Papiervorschub wurden 2,5 mm/sec, 5 mm/sec. und 10 mm/sec. gewählt.

-
- ⁺ M-coat-B, Micro-Measurements, Romulus, Michigan, USA
⁺⁺ CEA- 06-062WT-120/ CEA-06-125UW-120, M-M, Michigan, USA
⁺⁺⁺ Hellige TS 15.02, Freiburg i.Br., BRD
⁺⁺⁺⁺ Hellige Demodulator, Cat. No. :12 033 496
⁺⁺⁺⁺⁺ Beckman, Dynograph Recorder, Type R 411

Die Polarität am Eingang jedes Meßkanales wurde so geschaltet, daß Druckbelastungen einen nach oben gerichteten Ausschlag des Schreibhebels bewirkten, Zugbelastungen einen nach unten gerichteten negativen Ausschlag.

Als Nulllinie wurde jene Schreibzeile gewählt, die sich bei aufgehobenem, am Carpus und Fesselkopf unterstützten Vorderbein mit leichter Abwinkelung der Zehengelenke ergab.

Die Reproduzierbarkeit dieser Festlegung hatten wir in den Vorversuchen bei Messungen an verschiedenen aufeinander folgenden Tagen nachgewiesen. Vergleiche mit den Aufzeichnungen von TURNER et al. zeigten, daß die nach unserer Methode festgelegten Nulllinien annähernd mit jenen übereinstimmten, die sich am liegenden, noch narkotisierten Pferd ergaben.

Die Ausschlaggröße des Schreibhebels und damit die Empfindlichkeit von Vorverstärker und Verstärker wurden bei jeder Messung neu justiert. Sie war jeweils für alle vier Meßkanäle gleich.

Hauptkriterium war dabei der Umstand, daß auch bei Maximalbelastungen in schneller Gangart die Kraftspitzen noch sicher aufgezeichnet wurden.

3.1.4. Ergebnisse

3.1.4.1. Zug- und Druckkräfte am Metacarpus des Pferdes auf gerader Bahn.

Diese Messungen wurden mit Versuchspferden durchgeführt, denen vertikal und zum Teil auch horizontal messende DMS in der Mitte des Röhrbeines auf der volaren, medialen, dorso-medialen, dorsalen, dorso-lateralen und lateralen Seite aufgeklebt waren.

Zur Messung wurden die Tiere von Hilfspersonen im Schritt und Trab ohne Ausbindezügel vorgeführt.

Vertikale Zug- und Druckkräfte

Es zeigte sich, daß volar unter allen Bedingungen in vertikaler Richtung stets nur Druckkräfte auftreten. Vertikale Zugkräfte wurden in keinem Falle gemessen (Abb. 4,5,6).

Medial liegen die Verhältnisse ähnlich. Normalerweise treten auch hier in Schritt und Trab ausschließlich vertikale Druckbelastungen auf; in Wendungen, auf unebenem Boden, sowie bei einem Beschlag, der planes Aufsetzen nicht zuläßt, können ausnahmsweise und unregelmäßig vertikale Zugkräfte unterschiedlicher Größe sichtbar werden (Abb. 1,2,4,5,6).

Auf der dorso-medialen Seite des Röhrbeines lassen sich am geradeauslaufenden Pferd im Schritt gewöhnlich vertikal-gerichtete Druckkräfte messen (Abb. 1).

Ähnlich wie auf der medialen Seite können aber unter besonderen Bedingungen schon im Schritt unregelmäßig vertikale Zugkräfte manifest werden (Abb. 3).

Im Trab treten dagegen regelmäßig vertikale Zugkräfte auf (Abb.3).

An der Dorsalfläche findet in Schritt und Trab ein rhythmischer Wechsel vertikaler Zug- und Druckkräfte statt (Abb.1,4,5,6). Dieses Wechselspiel bleibt unter allen Umständen erhalten, dagegen ändert sich die Relation von Druck- und Zugkräften unter bestimmten Verhältnissen (Abb.5,6).

Dorso-lateral läßt sich gleichfalls ein rhythmischer Wechsel zwischen vertikalen Zug- und Druckkräften nachweisen. Die Größe der auftretenden Kräfte wechselt jedoch sehr stark.

Die größten von uns gemessenen vertikalen Zugspannungen waren hier lokalisiert. Sie traten regelmäßig schon bei einer leichten Mehrbelastung der medialen bzw. dorso-medialen Röhreinseite auf (Abb. 1).

Die laterale Metacarpalfläche zeigt in Schritt und Trab ein Kraftmuster, das in hohem Maße an die Verhältnisse auf der medialen Seite erinnert. Normalerweise traten hier ausschließlich vertikale Druckkräfte auf, bei Wendungen oder einseitigem Aufpußen lassen sich jedoch unregelmäßig geringe vertikale Zugkräfte nachweisen (Abb.2).

Horizontale Zug- und Druckkräfte ließen sich an jeder Röhreinfläche nachweisen. Sie traten gewöhnlich in ganz geringem Umfang, sowie in strenger Zuordnung zu entsprechenden vertikal gerichteten Zug- und Druckkräften auf (Abb. 2,3).

Beim Ausmessen der entsprechenden Aufzeichnungen zeigte sich, daß simultan mit einer entsprechenden vertikalen Druckbelastung eine horizontale Zugspannung auftrat, die in ihrer Größe von dieser vertikalen Belastung abhängig war. Sinngemäß gleiche Verhältnisse gelten für vertikale Zug- und horizontale Druckspannungen. Die in jedem Falle streng spiegelbildlichen Simultanaufzeichnungen der horizontalen und vertikalen Kraftmuster lassen den Schluß zu, daß am Röhrein normalerweise keine eigentlichen horizontalen Kräfte auftreten, sondern daß unsere Kraftkurven durch entsprechende Querschnittsänderungen des Röhreins bei Be- und Entlastung hervorgerufen wurden.

Eine schematische Darstellung der vertikalen Kraftverhältnisse am Röhrein im Trab auf gerader Bahn während des Fußens gibt Abb. 12.

Daneben versuchten wir die vertikalen Zug- und Druckkräfte am geradeauslaufenden Pferd quantitativ in eine Relation zu bringen. Als Standardgröße von 100% wurde dabei jeweils der Durchschnitt der maximalen Druckbelastung auf der medialen Fläche des Röhreins im Schritt geradeaus angenommen. Messungen am gleichen Pferd an mehreren aufeinanderfolgenden

Tagen wiesen die Konstanz dieses Standards und der daraus abgeleiteten Relationen nach.

Tabelle 1: Verhältnis der vertikalen Zug- und Druckkräfte
im Schritt und Trab geradeaus.

		<u>Zug vertikal</u>	<u>Druck vertikal</u>
<u>Schritt</u>	Volar	0 %	100 %
	Medial	0 %	100 %
	Dorso-medial	0 %	80 %
	Dorsal	20 %	50 %
	Dorso-lateral	20(-50)%	50 %
	Lateral	0 %	100 %
<u>Trab</u>	Volar	0 %	130 %
	Medial	0 %	240 %
	Dorso-medial	40 %	240 %
	Dorsal	20 %	110 %
	Dorso-lateral	40 %	240 %
	Lateral	0 %	240 %

3.1.4.2. Zug- und Druckkräfte am Metacarpus des Pferdes auf der Kreisbahn.

Auch diese Messungen wurden mit den selben Versuchspferden durchgeführt. Zur Messung wurden die Pferde von einer Hilfsperson im Schritt, Trab und Galopp auf einer Kreisbahn longiert, deren Durchmesser ca. 15 m betrug und deren Laufläche aus Sand bestand.

Bei den Messungen zeigte sich schnell, daß die Belastung der jeweiligen Röhrbeinfläche in hohem Maße davon abhing, auf welcher Hand das Pferd longiert wurde.

Während dorsal und volar das Kraftmuster beim Wechsel der Laufrichtung praktisch unverändert blieb, und auch die Ausschlagsgrößen annähernd gleich waren, zeigten sich an den anderen Röhrbeinflächen doch wesentliche Änderungen.

Auf der medialen Seite waren wiederum bei jedem Fußenschritt ausschließlich vertikale Druckkräfte nachzuweisen, die in ihrer Größe bemerkenswert konstant blieben, solange die mediale Röhrbeinfläche sich am Außenbein befand.

Beim Handwechsel, so daß sich die mediale Röhrbeinfläche am Innenbein befand trat dann eine starke Variation der Kraftgrößen ein, die von Tritt zu Tritt oft unvermittelt auf das Doppelte anstiegen, bzw. auf die Hälfte abfielen.

Die maximalen Belastungen blieben jedoch auf der rechten und linken Hand gleich. Darüber hinaus zeigte sich eine gewisse Abhängigkeit von den Belastungsverhältnissen der lateralen Röhrbeinfläche in dem Sinne, daß bei kleinen Druckkräften auf der lateralen Seite medial Kraftspitzen auftraten und umgekehrt.

Dorso-medial war der Wechsel in der Ausschlagsgröße bei Änderung der Laufrichtung teilweise ungewöhnlich stark (Abb.9). Auch ließen sich regelmäßig Zugkräfte nachweisen, sobald die betreffende Vorderextremität auf die Innenseite kam, d.h. die betreffende Röhrbeinfläche dem Kreismittelpunkt abgekehrt war. Auch zeigte sich wieder ein interessanter Zusammenhang mit

dem Kräftemuster und den Kraftgrößen auf der lateralen Seite.

An der dorso-lateralen Röhrbeinfläche traten unregelmäßig in der Aufeinanderfolge und Ausschlagsgröße Zug- und Druckkräfte auf, solange sich das betreffende Bein auf der Außenseite befand (Abb. 9).

Beim Wechsel der Laufrichtung, d.h. wenn die dorso-laterale Röhrbeinfläche dem Kreismittelpunkt zugekehrt wurde, fand ein deutlicher Wechsel in den Belastungsverhältnissen statt. Es zeigte sich dann ein regelmäßiger Wechsel zwischen großen und recht konstanten vertikalen Druckkräften und geringen vertikalen Zugkräften.

Am wenigsten konstant war wiederum das Kraftbild auf der lateralen Seite. War das betreffende Bein auf der Innenseite, d.h. die Lateralfläche dem Kreismittelpunkt zugekehrt, war gleichfalls ein regelmäßiger Wechsel zwischen vertikalen Druckkräften unterschiedlicher Größe und relativ geringen Zugspannungen nachzuweisen. Beim Wechsel der Extremitäten auf die Außenseite trat dann eine unregelmäßige Folge unterschiedlichster Zug- und Druckkräfte auf (Abb.8).

Beim Übergang von Schritt in Trab kam es an allen Meßpunkten zu einer meistens proportionalen Zunahme der Zug- und Druckkräfte. Eine Umverteilung der vertikalen Zug- und Druckkräfte war in keinem Falle nachzuweisen.

Grundsätzlich beeinflußt auf der Kreisbahn der Wechsel der Laufrichtung die Maximalbelastungen am Röhrbein mehr als der Wechsel der Gangart.

In Tabelle 2 wurde der Versuch unternommen, die Kraftrelationen prozentual darzustellen, wobei als Standard wiederum die durchschnittliche Druckbelastung auf der medialen Röhrbeinfläche im Schritt geradeaus mit 100 % fixiert wurde.

Tabelle 2: Verhältnis der vertikalen Zug- und Druckkräfte
beim Laufen auf der Kreisbahn.

<u>Schritt</u>	<u>Inneres Bein</u>		<u>Äußeres Bein</u>	
	<u>Zug vert.</u>	<u>Druck vert.</u>	<u>Zug vert.</u>	<u>Druck vert.</u>
<u>Volar</u>	0 %	140 %	0 %	100 %
<u>Medial</u>	0 %	90 %	0 %	130 %
<u>Dorso-medial</u>	10 %	75 %	0 %	120 %
<u>Dorsal</u>	20 %	60 %	20 %	50 %
<u>Dorso-lateral</u>	0 %	90 %	70 %	15 %
<u>Lateral</u>	0 %	90 %	60 %	30 %
<u>Trab</u>				
<u>Volar</u>	0 %	150 %	0 %	150 %
<u>Medial</u>	0 %	130 %	0 %	180 %
<u>Dorso-medial</u>	20 %	120 %	0 %	160 %
<u>Dorsal</u>	40 %	120 %	40 %	120 %
<u>Dorso-lateral</u>	20 %	160 %	90 %	20 %
<u>Lateral</u>	10 %	170 %	60 %	40 %
<u>Galopp</u>				
<u>Volar</u>	-	-	-	-
<u>Medial</u>	-	-	0 %	200 %
<u>Dorso-medial</u>	30 %	100 %	0 %	180 %
<u>Dorsal</u>	20 %	140 %	20 %	140 %
<u>Dorso-lateral</u>	0 %	200 %	40 %	20 %
<u>Lateral</u>	-	-	60 %	40 %

3.1.4.3. Beeinflussung der Zug- und Druckkräfte am Metacarpus des Pferdes durch unterschiedliche Bodenverhältnisse.

Nachdem sich in den Vorversuchen gezeigt hatte, daß unebene und unterschiedlich harte Bodenverhältnisse das Kraftbild am Metacarpus wesentlich mitbeeinflussen, wurde versucht, diese Veränderung quantitativ zu erfassen.

Um standardisierte Bodenunebenheiten zu simulieren, wurden einem frisch beschlagenen Versuchspferd jeweils ein 15 mm hoher Stollen einseitig am lateralen bzw. medialen Hufeisenschenkel eingesetzt.

Wurde der Stollen lateral eingesetzt, so blieb das Kräfte-muster dorsal und volar nahezu gleich, medial kam es zu einem Abfall der vertikalen Druckkräfte bereits im Schritt um ca. 20 - 40 % des Standards, während Zugkräfte in einer Größenordnung von 20 - 30 % des Standards auftraten.

Wurde der Stollen am medialen Eisenschenkel eingesetzt, so blieben volar die Verhältnisse wieder unverändert, dorsal schienen vor allem die Druckkräfte etwas anzuwachsen, während medial die vertikalen Druckkräfte im Trab auf nahezu das Doppelte anstiegen (Abb. 4,5,6).

Ähnlich einflußreich auf die Kräfteverhältnisse am Metacarpus wie unebenes Aufßen ist die Beschaffenheit der Laufunterlage. Als Modell diente eine Longierbahn, die ursprünglich aus einer im Laufe von Jahren zusammengesinterten Sand-Kalk-Salzmischung bestand. Aus ihr wurden zwei Viertelkreissektoren herausgenommen und mit einer losen Sand-Sägemehlmischung aufgefüllt.

Es ließ sich feststellen, daß auf der dem Kreismittelpunkt zugewandten Röhrbeinfläche die maximalen Druckbelastungen auf fast die Hälfte abfielen, wenn das Pferd im weichen Untergrund lief. Gleichzeitig verschwanden auf der dem Kreismittelpunkt abgekehrten Röhrbeinfläche die Zugspannungen (Abb. 11).

3.1.4.4. Torsionskräfte am Metacarpus

Obwohl das ursprüngliche Ziel der vorliegenden Arbeit die Festlegung der Zug- und Druckkräfte am Metacarpus bei unterschiedlichen Belastungsbedingungen war, interessierte uns doch auch der Nachweis von Torsionskräften.

Zu diesem Zweck wurden einem Versuchspferd auf der dorso-medialen Fläche des linken Metacarpus ein vertikal messender DMS (Nr. 1), ein horizontal messender DMS (Nr. 4) und zwei im 45° Winkel zur Senkrechten messende DMS fixiert, von denen der eine (Nr. 2) unter Zugspannung geriet, wenn bei fixiertem distalen Ende des Metacarpus am proximalen Ende eine Torsion im Uhrzeigersinn, also nach medial stattfand, während unter gleichen Bedingungen der andere (Nr. 3) unter Druck geriet.

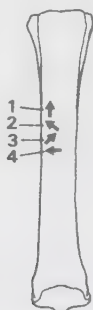


Abb. 14 Blick von dorsal
auf den linken
Metacarpus eines
Pferdes mit Meß-
richtung der da-
rauf befestigten
DMS
(siehe Text)

Bei der Messung auf der Kreisbahn zeigte sich, daß dorso-medial rein vertikal gerichtete Druckkräfte auftreten, d.h. auch die diagonal messenden DMS (Nr. 2 u. 3) unter Druck standen, solange das Pferd auf der rechten Hand longiert wurde, also die dorso-mediale Metacarpalfläche dem Kreismittelpunkt zugekehrt war. (Abb. 13).

Beim Wechsel der Laufrichtung ändert sich dieses einheitliche Bild:

Während vertikal wieder der bekannte Wechsel zwischen Druck- und Zugkräften stattfand und sich am DMS Nr. 2 ausschließlich Druckkräfte nachweisen ließen, traten am DMS Nr. 3 regelmäßig

Zugspannungen auf, die von der vertikalen Belastung des Röhrbeins insofern abhängig schienen, als sie vor allem bei vertikalen Zugspannungen manifest wurden.

Mit anderen Worten: Beim Longieren im Trab auf der linken Hand treten auf der dorso-medialen Fläche des linken Metacarpus bei jedem Tritt Torsionskräfte auf, die im Uhrzeigersinn um das Röhrbein herum von proximal nach distal verlaufen. Dagegen lassen sich beim Longieren auf der rechten Hand an dieser Metacarpalfläche keine Torsionskräfte nachweisen.

Vier gleichsinnig an der dorso-medialen Fläche des rechten Metacarpus befestigte DMS wiesen hier exakt die gleichen Verhältnisse nach.

4. Diskussion

Die Untersuchungen führten zum wertvollen Ergebnis, daß auf der Volarseite nie Zugkräfte auftreten. Somit kommt es auch in der Bewegung nicht vor, daß der Metacarpus über seine dorsale Seite so starken Biegekräften ausgesetzt ist, daß es zum Klaffen eines Frakturspaltes auf der volaren Seite kommen könnte.

Insgesamt machen unsere Messungen deutlich, daß eine erfolgversprechende Möglichkeit in der Behandlung einer Metacarpalfraktur darin besteht, dorso-lateral und dorso-medial, also auf die "relativen" Zugseiten, je eine 12-Lochplatte aufzuschrauben. Obwohl zwar dorsal am häufigsten Zugkräfte auftreten, eignet sich diese Seite nicht um eine Platte aufzuschrauben, weil dort die Strecksehne verläuft. Auch sahen in der Humanmedizin bereits MURRAY et al. (1964) gute Erfolge bei der Behandlung von Pseudo-arthrosenbildung nach Extremitätenfrakturen mit dem Einsatz von 2 Platten im Winkel von 90° zu einander. Platten die beiderseits der gemeinschaftlichen Strecksehne angebracht sind - die laterale Strecksehne ist entbehrlich und kann daher entfernt werden - ergeben eine ideale Fixation im Sinne der AO-Technik.

Da allerdings bei zwei Platten, welche im Querdurchmesser in einem Winkel zueinander stehen, die Elastizität im Knochen aufgehoben und die Ausbildung von lamellärem "funktionell gesundem" Knochen verhindert wird, ist zu empfehlen, daß die beiden Platten nicht gleichzeitig, sondern in einem Abstand von einigen Wochen herausgenommen werden. So erhält der Knochen nach dem Entfernen der ersten Platte und dem Wiederherstellen der elastischen Verformbarkeit Gelegenheit zum lamellären Wiederaufbau. (B. von Salis, 1969, mündl. Mitteilung). Es ist anzunehmen, daß für dieses Kraftmuster die volar gelegenen Beugesehnen und der beim Pferd rein sehnige Muskulus interosseus eine wesentliche Rolle spielen.

Der Volarseite im Kräftemuster am ähnlichsten kommt die Medialfläche, an der normalerweise auch auf der Kreisbahn, unabhängig von der Laufrichtung, keine Zugkräfte auftreten.

Bei extrem ungleichen Belastungsverhältnissen an der Vorderextremität sind aber doch an der Medialfläche auch einmal Zugspannungen zu beobachten.

Dagegen muß ein wechselweises Auftreten von Druck- und Zugkräften an der dorso-medialen, dorsalen, dorso-lateralen und lateralen Seite des Metacarpus geradezu als die Regel betrachtet werden. Welche der beiden Kräfte dabei überwiegt, hängt von den zeitweiligen Umständen wie Laufrichtung etc. ab.

Stark vereinfacht scheint die Situation am Röhrbein so zu sein, daß die Hauptachse, die von der stärksten vertikalen Druckbelastung gebildet wird, nicht geometrisch zentral im Knochen verläuft, sondern exzentrisch nach volar und medial verschoben. Diese Beobachtung deckt sich bemerkenswert mit der ungleichförmigen Ausbildung der Corticaliswandstärken (EICHBAUM 1890, WOLTER 1907, v. LÜTZOW 1908, HENSELER 1912).

Je weiter ein Corticalispunkt von dieser Belastungsachse entfernt ist, umso größer ist die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Zugspannungen.

Die aufgezeichneten Meßergebnisse widersprechen zunächst einmal der Ansicht von EICHBAUM (1890), der glaubt, daß Druckkräfte am Metacarpus des Pferdes vorzugsweise mit der dorsalen Wand aufgenommen würden, während Zugkräfte eher auf der volaren Seite aufträten.

Auch BARNES/PINDER (1974) vertreten eine andere Ansicht, nämlich daß Zugspannungen wohl eher auf der medialen Seite des Pferdemetacarpus nachweisbar sind, bedingt nicht zuletzt durch den Einfluß der dorso-lateral und lateral verlaufenden Strecksehne. Eine experimentelle Tenektomie der lateralen Strecksehne am Metacarpus eines unserer Versuchspferde ergab jedoch keinerlei Veränderung des Kräftemusters an der Knochenoberfläche.

Erstaunlicherweise gelangen auch TURNER et al. (1975) zu der Auffassung, daß der Metacarpus beim Pferd vorwiegend axial belastet würde, und daß vertikale Druckkräfte vor allem auf der lateralen Seite einwirkten. Vertikale Zugkräfte wollen

die Autoren dagegen medial, dorsal und selten auch einmal volar nachgewiesen haben. Sie schlagen deshalb die dorso-mediale Seite als bevorzugten Ort für ein AO-Implantat vor. Die kritische Wertung der publizierten Aufzeichnungen lässt jedoch den Eindruck aufkommen, daß das betreffende Versuchspferd eine deutliche Bewegungsunregelmässigkeit gezeigt hat.

Auch sind die Nulllinien, besonders am medialen DMS, nach unserer Auffassung zur vertikalen Druckbelastung hin verschoben, was zu Fehlinterpretationen bezüglich des Auftretens vertikaler Zugkräfte führt.

Wie sehr rein rechnerische Betrachtungen über die Belastungsverhältnisse an den Extremitäten des Pferdes in die Irre führen können, wenn sie auf dem Bewegungsablauf des Tieres und seinem Körpergewicht basieren, zeigen die Veröffentlichungen von PREUSCHOF (1977), der die dorsale Seite des Röhrbeins als Druck- und die volare Fläche als Zugseite ansieht.

Als Kuriosum sei vermerkt, daß bereits 1907 WOLTER deutliche Unterschiede in der Torsionsfestigkeit von Pferdemetacarpi beschreibt, die er auf individuelle Variationen in der Widerstandsfähigkeit der einzelnen Knochen zurückführt.

Seine tabellarischen Zahlenangaben legen jedoch den Schluß nahe, daß eine Außenrotation im Carpus vom Metacarpus sehr viel eher toleriert wird als eine Innenrotation.

Diese Hypothese in Verbindung mit unseren Messungen, bei denen - wenigstens auf der dorso-medialer Fläche - jeweils nur Torsionskräfte bei Innenrotationen im Carpus oder Außenrotationen an der Zehe unter Last nachzuweisen waren, macht eine besondere Bruchanfälligkeit des Metacarpus in diesen Situationen wahrscheinlich.

Selbst wenn die Osteosynthese am Metacarpus als gelöst betrachtet werden könnte, bleibt die Problematik des Erwachens und Aufstehens des Pferdes, denn es wird instinktiv auf das inzwischen auch wegen der Benommenheit nach der Narkose nahezu schmerzlose, geplattete Bein zu stehen versuchen. Diese Erfahrung machten auch RAY et al. (1971) und BYNUM et al. (1971).

Diese schwierige Phase muss durch eine entsprechende Narkoseweiterentwicklung überwunden werden, was aber nicht Aufgabe dieser Arbeit sein soll.

Neben der oben beschriebenen Frakturbehandlung ist eine äußere Fixation unumgänglich.

Nachdem in dieser Arbeit nachgewiesen werden konnte, daß eine Verplattung des Röhrbeins nach den Prinzipien der AO durchaus möglich ist, verliert der Gedanke an eine innere Fixation, wie sie FRÖHLICH im Jahre 1973 beschrieben hatte, an Wert.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Nach einem Überblick über die Geschichte der physikalischen Messungen an Knochen von Mensch und Tier werden eigene Versuche am Röhrbein des Pferdes beschrieben.

Als Ergebnis wird herausgestellt, daß am freilaufenden Pferd in Abhängigkeit von zahlreichen äußeren Faktoren an jeder Metacarpalfläche vertikale Zug- und Druckkräfte auftreten können. Einzig an der volaren Fläche wurden ausschließlich vertikale Druckkräfte nachgewiesen.

Im Schritt überwiegen die Druckkräfte an der volaren Seite stets gegenüber den Druckkräften auf der Dorsalseite, womit diese von der AO-Osteosynthese her als Zugseite bezeichnet werden kann. Wegen der gemeinschaftlichen Strecksehne und der relativen Feinheit der Implantate liegt es nahe, zwei Platten etwa im Winkel von 70° zueinander dorso-lateral und dorso-medial aufzuschrauben, wobei selbstverständlich auf die Bruchform Rücksicht genommen werden muß. Im übrigen scheint eine externe Fixation unerlässlich zu sein.

Der Widerspruch zu den Ergebnissen anderer Untersucher ist möglicherweise darin begründet, daß erstmals dank telemetrischer Meßtechnik am wirklich ungehindert freilaufenden Pferd gemessen werden konnte.

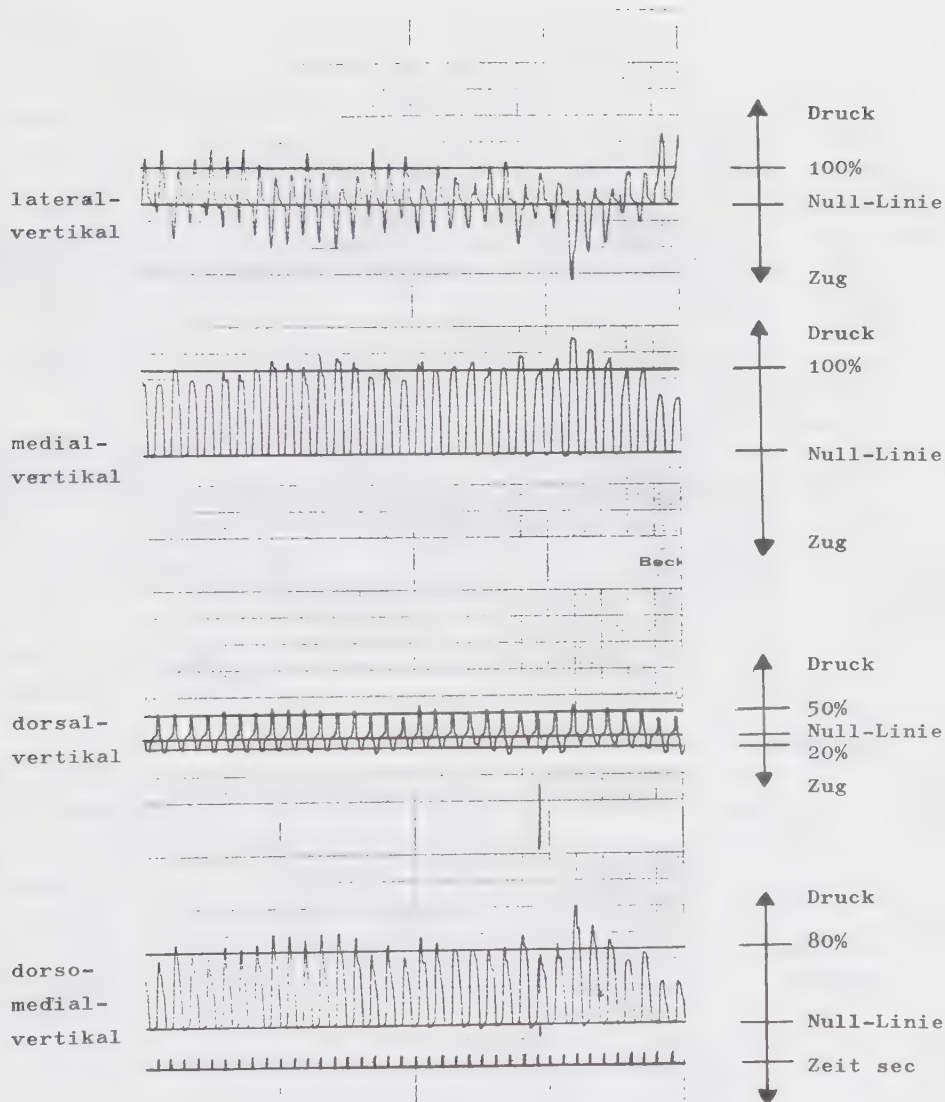


Abb. 1 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am Metacarpus im Schritt geradeaus (Prot.Nr.17/27306)

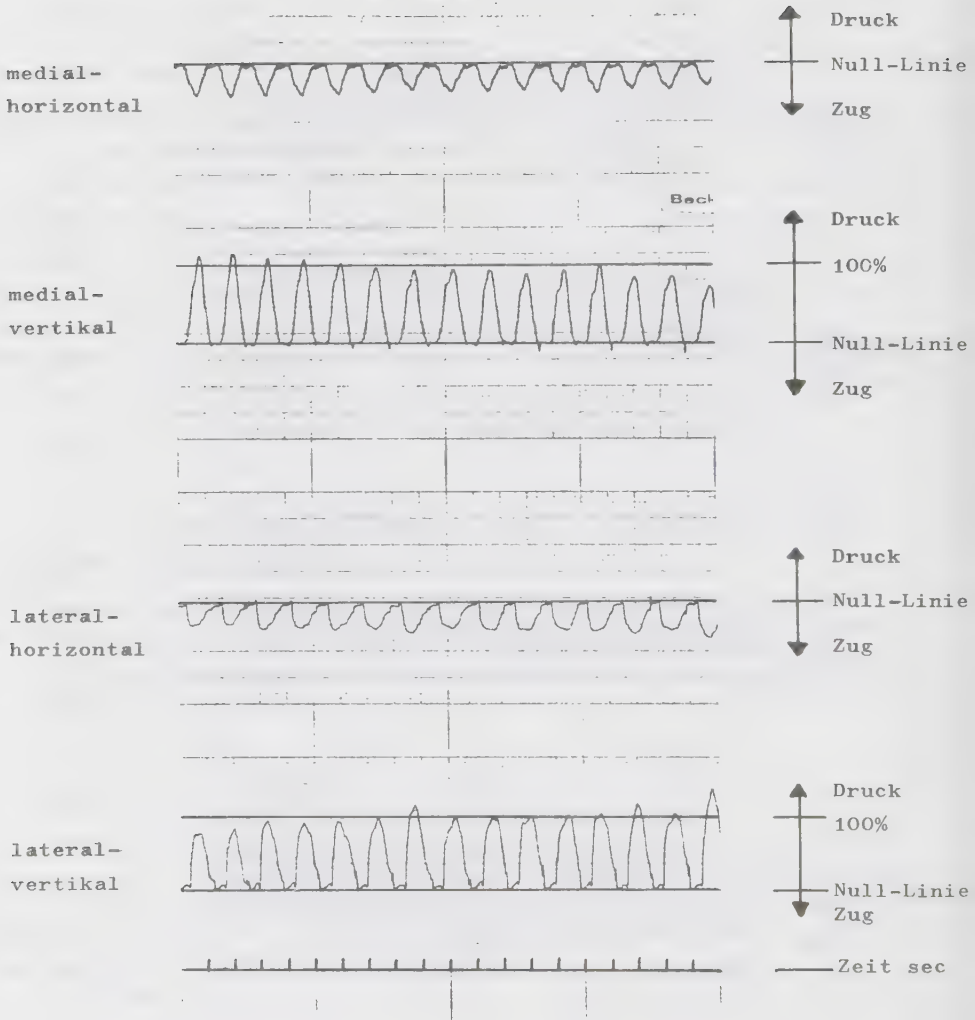


Abb. 2 Aufzeichnung der horizontalen und vertikalen Druck- und Zugkräfte am Metacarpus im Schritt geradeaus (Prot.Nr.7/27475)

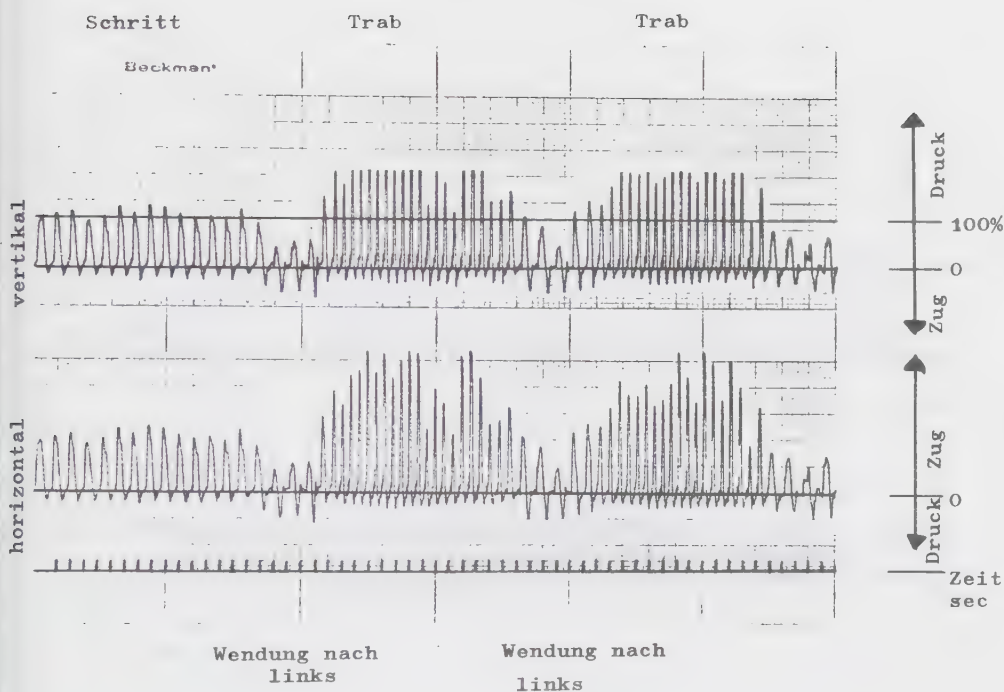


Abb. 3 Aufzeichnung der horizontalen und vertikalen Druck- und Zugkräfte dorso-medial am linken Metacarpus im Schritt und Trab geradeaus (Prot.Nr. 14/27211)

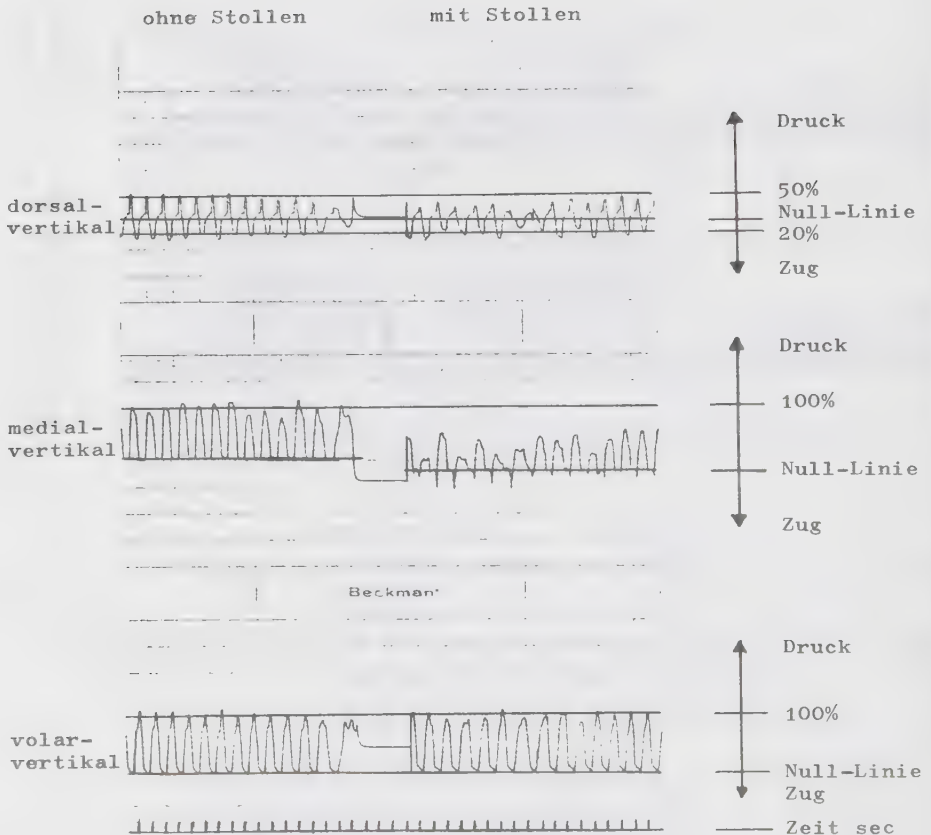


Abb. 4 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am Metacarpus im Schritt geradeaus ohne Stollen und mit Stollen nur am lateralen Eisenschenkel (Prot.Nr. 24/27390)

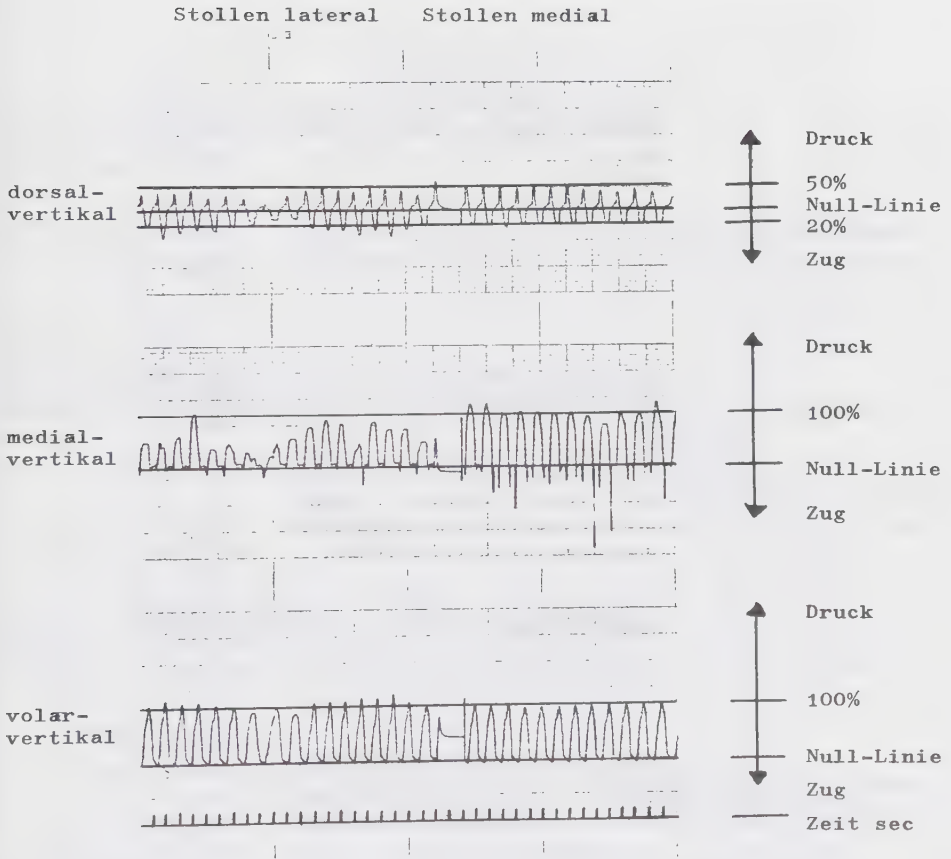


Abb. 5 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am Metacarpus im Schritt geradeaus beim Wechsel des Stollens vom lateralen zum medialen Eisen-schenkel (Prot.Nr. 24/27391)

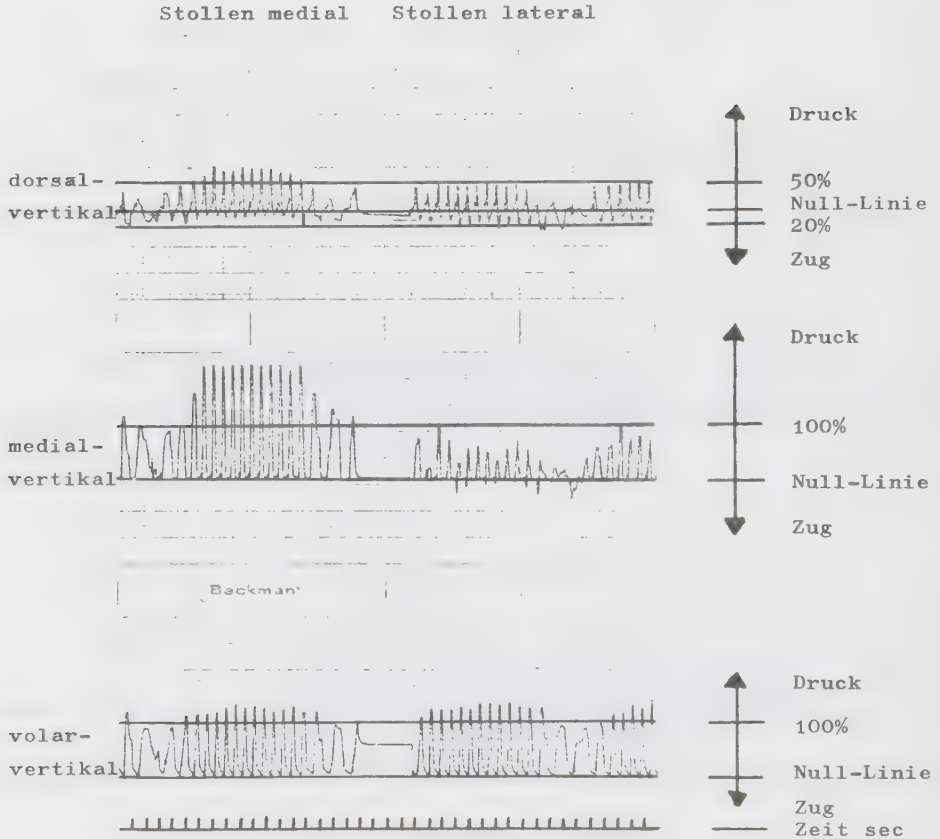


Abb. 6 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am Metacarpus im Trab geradeaus beim Wechsel des Stollens vom medialen zum lateralen Eisenschenkel (Prot.Nr. 24/27396)

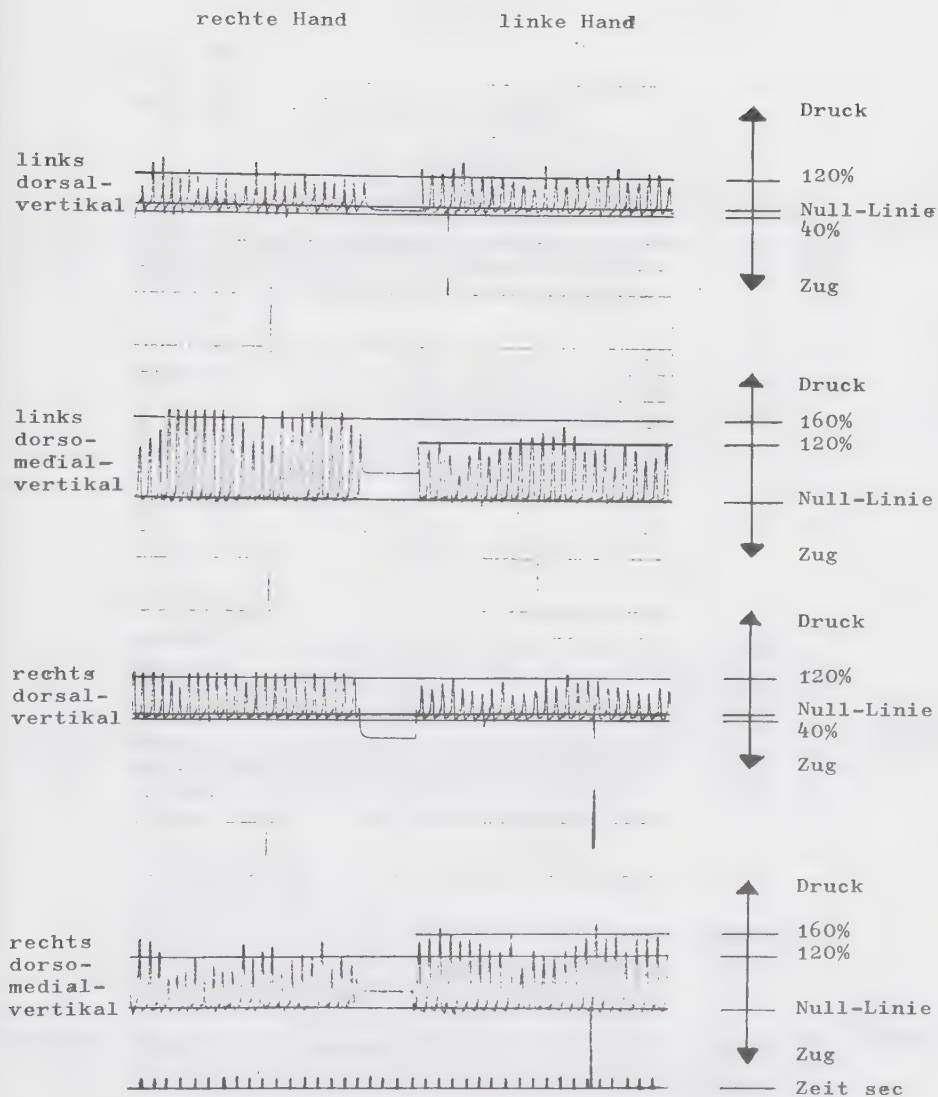


Abb. 7 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am linken und rechten Metacarpus beim Longieren im Trab auf rechter und linker Hand (Prot.Nr. 21/27356)

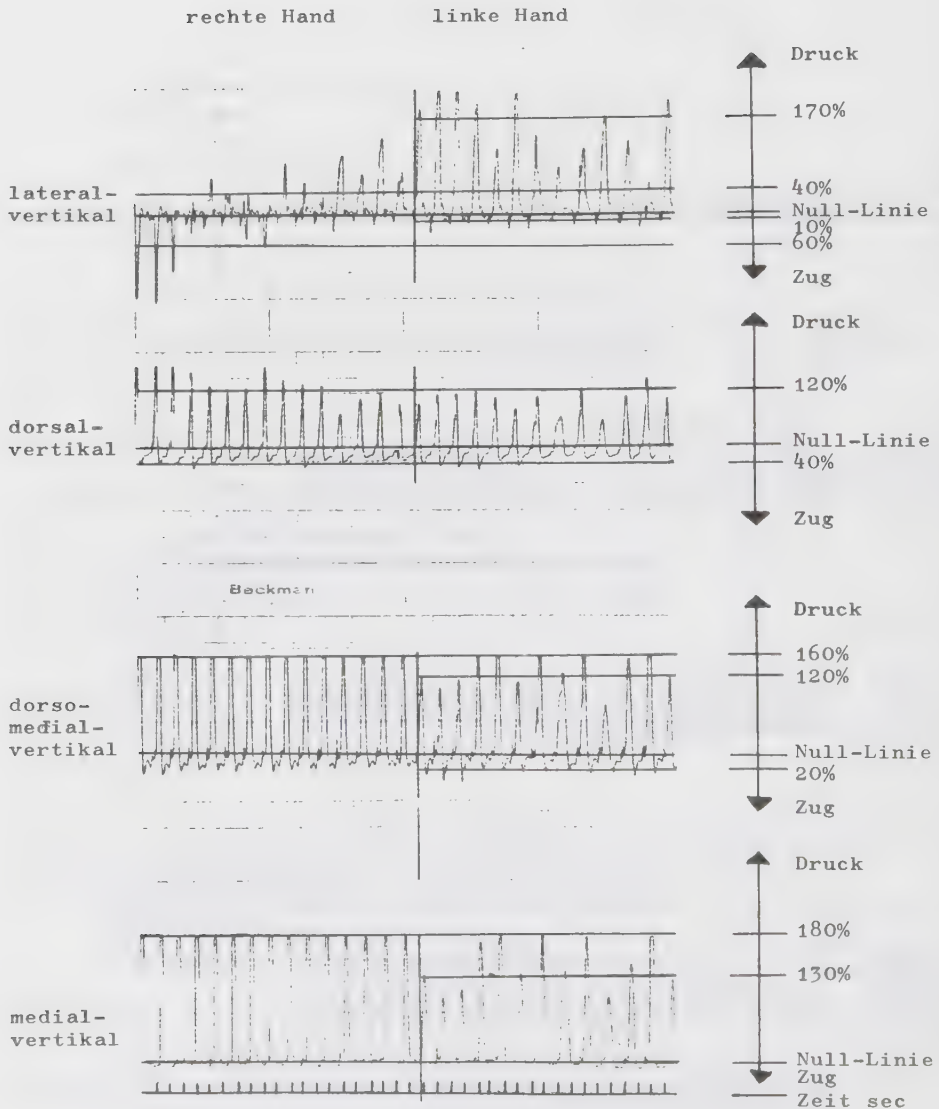


Abb. 8 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am linken Metacarpus im Trab beim Longieren auf rechter und linker Hand (Prot.Nr. 19/27333)

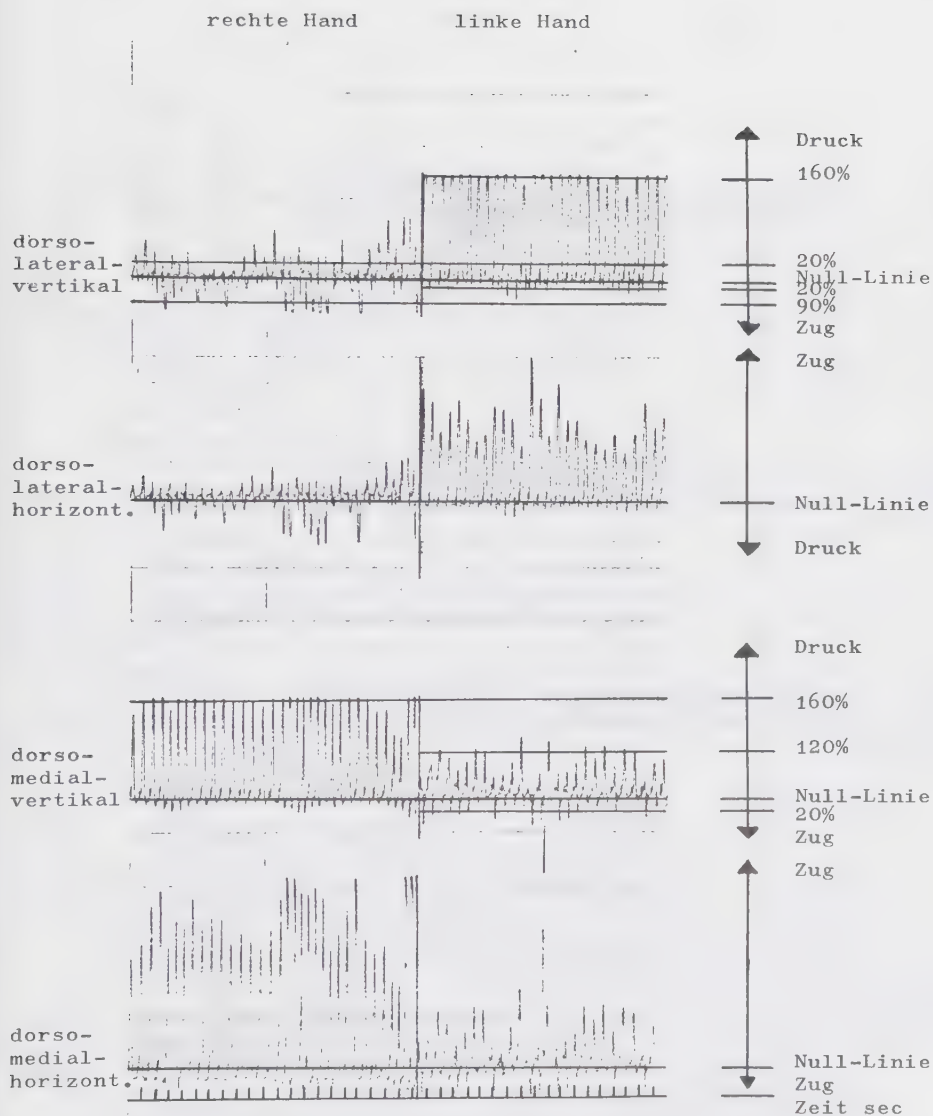


Abb. 9 Aufzeichnung der horizontalen und vertikalen Druck- und Zugkräfte am linken Metacarpus beim Longieren im Trab auf linker und rechter Hand (Prot.Nr. 15/27253)

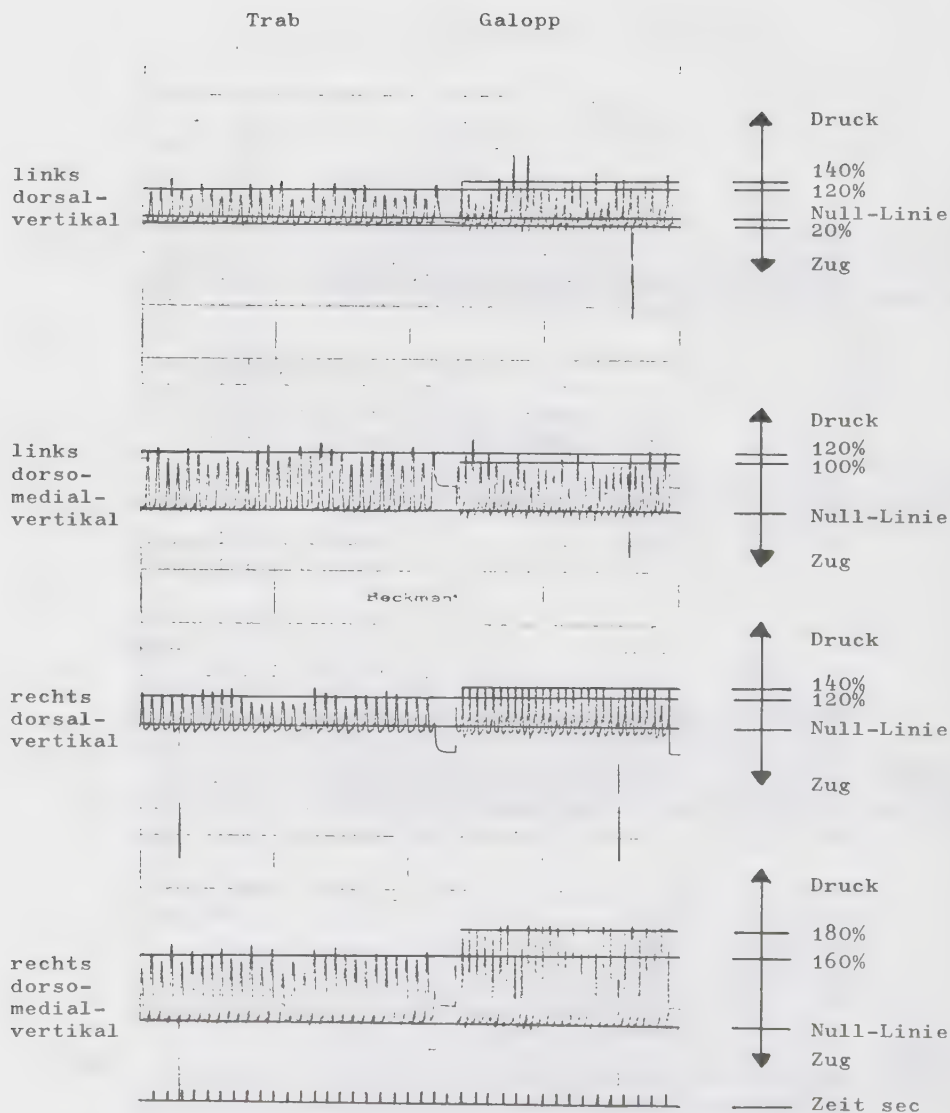


Abb. 10 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am linken und rechten Metacarpus beim Longieren im Trab und Galopp auf der linken Hand (Prot.Nr. 21/27355)

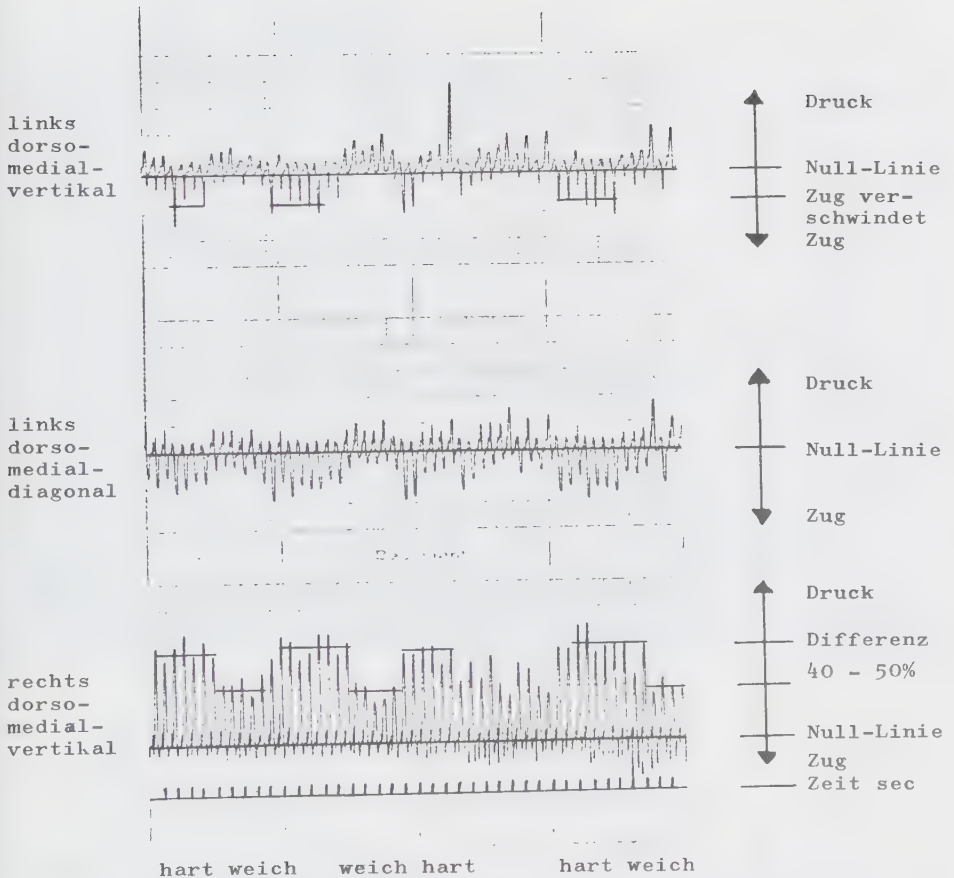


Abb. 11 Aufzeichnung der vertikalen Druck- und Zugkräfte am linken und rechten Metacarpus beim Longieren im Trab auf linker Hand mit Wechsel der Bodenverhältnisse (Prot.Nr. 26/27427)

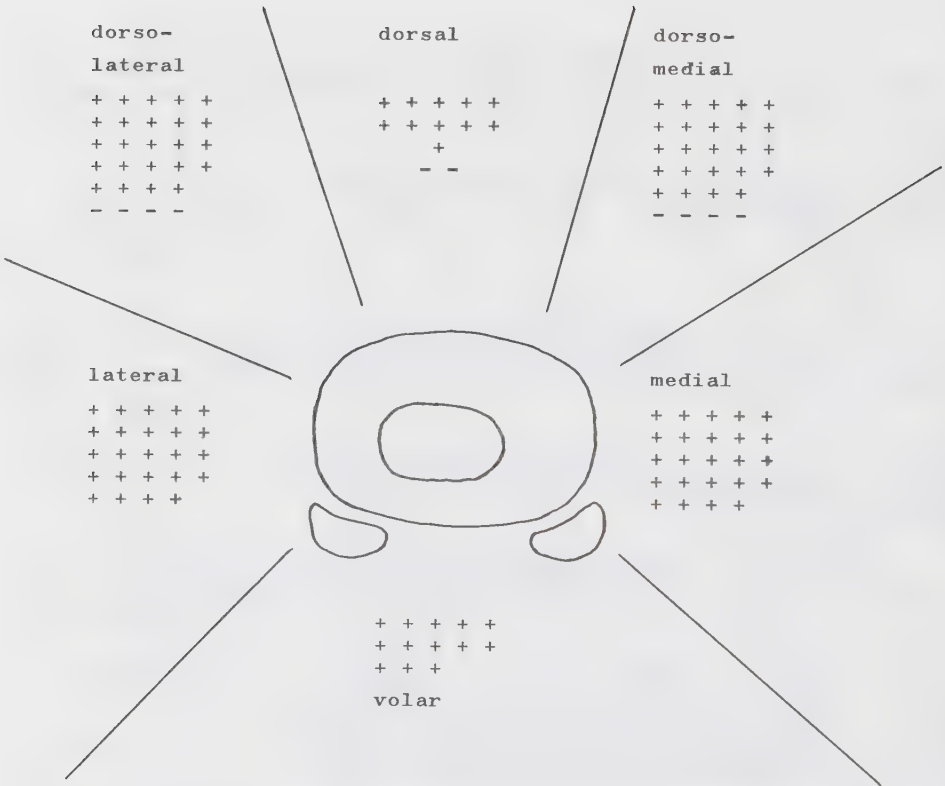


Abb. 12 Schematische Darstellung der maximal auftretenden vertikalen Zug- und Druckkräfte am Metacarpus im Trab auf gerader Bahn (vergl. Tabelle 1)

+ entspricht 10% Druck des Standards,

- entspricht 10% Zug des Standards.

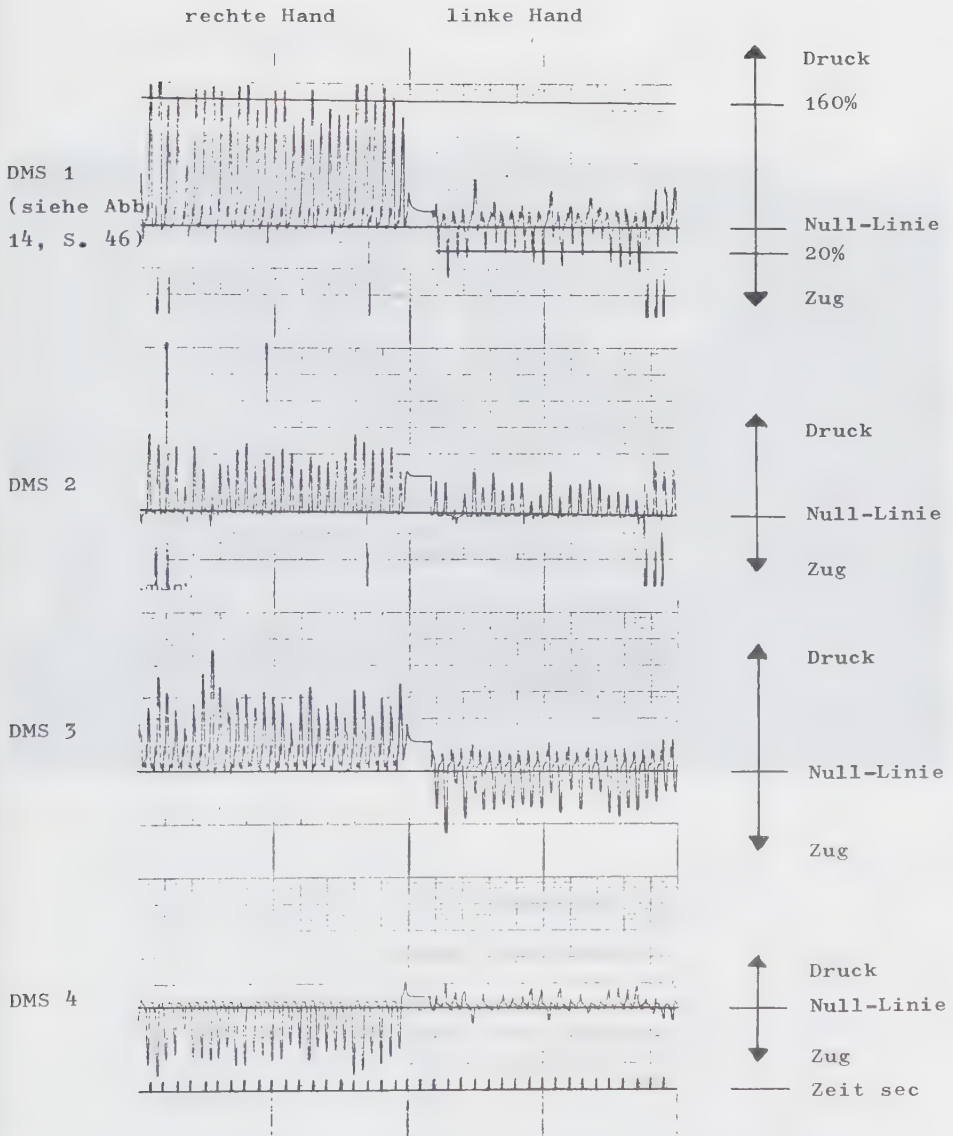


Abb. 13 Aufzeichnung der vertikalen Zug- und Druckkräfte sowie der Torsionskräfte dorso-medial am linken Metacarpus beim Longieren im Trab auf der rechten und linken Hand (Prot.Nr. 25/27407)

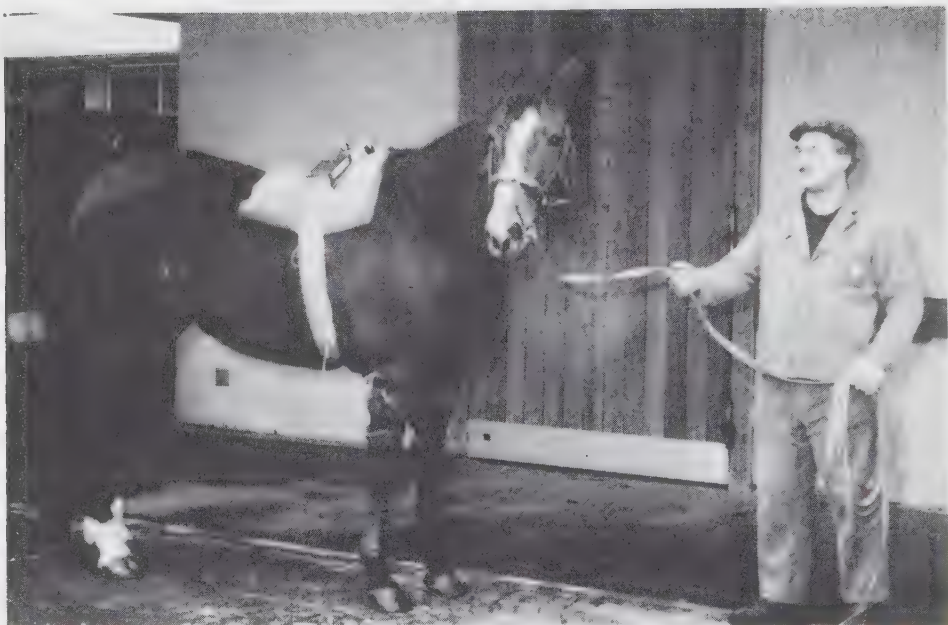


Abb. 15 Abbildung eines zur Messung vorbereiteten Pferdes
mit auf dem Rücken montierten Sendern.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. ABRAHAMS, M.
Mechanical behaviour of tendon in vitro.
Med.&Biol. Engin. 5, 433, 1967
2. ALDER V.G.; BROWN A.M.; GILLESPIE W.A.
Disinfection of heat-sensitive material by low-temperature steam and formaldehyde.
J. clin. Path. 19, 83, 1966
3. ALLGÖWER M.; EHRSAM R.; GANZ R.; MATTER P.; PERREN S.M.
Clinical experience with a new compression plate "DCP".
Acta.orthop.scand.suppl. 125, 44, 1969
4. ANDREW C.; BASSETT L.
Biophysical principles affecting bone structure.
The biochemistry and physiology of bone (G.H.BOURNE)
2nd Ed. 3, Acad.Press New York, 1971
5. BARNES G.R.G.; PINDER D.N.
In vivo tendon tension and bone strain measurement and correlation.
J biomechanics, 7, 35, 1974
6. BASSETT C.A.L.; BECKER R.O.
Generation of electric potentials by bone responding to mechanical stress
Science, 137, 1063, 1962
7. BECKER, R.B.; NEAL W.M.
Relation of feed to bone strength in cattle.
Proc. am. soc. animal prod., 81, 1930
8. BELL G.H.; CUTHBERTSON D.P.
The effect of various hormones on the chemical and physical properties of bone.
J endocrinol. 3, 302, 1943
9. BENNINGHOFF A.
Über Leitsysteme der Knochenkompakta.
Gegenbaur's Morph. Jahrb. 65, 11, 1931

10. BONFIELD W. ; LI C.H.
Deformation and fracture of bone.
J appl. physics, 37, No 2, 869, 1966
11. BYNUM D. JR.; LEDBETTER W.B.; BOYD C.L.; RAY D.R.
Flexural properties of equine metacarpus.
Paper subm. to J biomed. mater Res, 5, 63, 1971
12. CLARKE M.F.; BASSIN A.L.; SMITH A.H.
Skeletal changes in the rat induced by a ration extremely poor in inorganic salts.
Am. J. physiol., 115, 556, 1936
13. COCHRAN G.V.B.
Implantation of strain gages on bone in vivo.
J biomechanics, 5, 119, 1972
14. COCHRAN G.V.B.
A method for direct recording of electromechanical data from skeletal bone in living animals.
J biomechanics, 7, 563, 1974
15. COHEN J.; HARRIS W.H.
The three-dimensional anatomy of Haversian systems.
J bone & joint surg., 40, 419, 1958
16. CURREY J.D.
Stress concentrations in bone.
Quarterly J microscop. science, 103, 111, 1962
17. DALLY J.W.; RILEY W.F.
Experimental stress analysis.
Mc Graw- Hill book company, New York, 1965
18. DISSELHORST R.
Die Anatomie und Physiologie der großen Haussäugetiere mit besonderer Berücksichtigung der Beurteilungslehre des Pferdes.
Verlag Paul Parey, Berlin, 1906
19. EICHBAUM F.
Beiträge zur Statik und Mechanik des Pferdeskelettes.
Verlag August Hirschwald, Berlin, 1890

20. EVANS J.H.; BARBENEL J.C.
Structural and mechanical properties of tendon related to function.
Equ. vet. journ., 7, No: 1, 1, 1975
21. EVANS F.G.; LISSNER H.R.; PEDERSEN H.E.
Deformation studies of the femur under dynamic vertikal loading.
Anat. rec., 101, 225, 1948
22. EVANS F.G.; PEDERSEN H.E.; LISSNER H.R.
The role of tensile stress in the mechanism of femoral fractures.
J bone & joint surg., 33 A, No: 2, 485, 1951
23. EVANS F.G.; LEBOW M.
Regional differences in some of the physical **properties** of the human femur.
J appl. physics, 3, 563, 1951 b
24. EVANS F.G.
Methods of studying the biomechanical significance of bone form.
Am J phys. anthropol., 11, 413, 1953
25. EVANS F.G.
Stress and strain in bones.
Charles C. Thomas, Publisher, Springfield, Illinois 1957
26. FORSSBLAD P.
Determination of elasticity modulus of bone.
Acta orthop. scand., 28, 262, 1959
27. FROST H.M.
The laws of bone structure.
Charles C. Thomas, publisher, Springfield, Illinois 1964
28. GROMMELT
Beiträge zur Architektur der Kompakta und Spongiosa des Vorderröhrebeins des Pferdes und zur Statik und Mechanik dieses Knochens mit Berücksichtigung der regelmäßigen und unregelmäßigen Gliedmaßenstellung.
Monatshefte f. prakt. Tierhke, 23, 241, 1912

29. GURDJIAN E.S.; LISSNER H.R.
Mechanism of head injury as studied by the cathode ray
oscilloscope, preliminary report.
J of neurosurg., 1, 393, 1944
30. GURDJIAN E.S.; LISSNER H.R.
Deformation of the skull in head injury.
Surg. gyn. obstet., 81, 679, 1945
31. HENSELER H.
Untersuchungen über die Stammesgeschichte der Lauf- und
Schrittpferde und deren Knochenfestigkeit.
Arbeiten d.dt.Ges.f. Züchtungskde, 14, Verlag M&H Schaper
Hannover, 1912
32. HIRSCH C.; BRODETTI A.
The weight-bearing capacity of structural elements in
femoral necks.
Acta orthop. scand., 26, 15, 1956
33. HIRSCH C., CAVADIAS A.; NACHEMSON A.
An attempt to explain fracture types.
Acta orthop. scand., 24, 8, 1955
34. HOFFMANN L.
Widerstandsfähigkeit der Knochen.
Berliner Thierärztl. Wochenschrift, 2, 1901
35. HÜLSEN
Spezifisches Gewicht, Elastizität und Festigkeit des
Knochengewebes.
Bull. labor. biol., St. Petersburg, Jahresber. d.Anat.u.
Entwicklung., I, 146, 1898
36. JUNG P.
Zur Messtechnik an Skiern, Teil 2.
Messtechnische Briefe, 11.Jg,3, 59, 1975
37. KADLETZ M.
Über die physiologischen Kreiselungen und über die Statik
der Schultergliedmaße des Pferdes; gleichzeitig ein Erklä-
rungsversuch der sog."Struppiertheit" und des sog."Fuchtelns".
Mchn.tierärztl. Wschr.,83.Jg., 37, 433, 1932

38. KADLETZ M.
Über die Galoppbewegung und von einem neuen Hilfsmittel
zu deren Erkennung: Drehscheibe.
Tierärztl. Rundschau, 40.Jg., 45, ~~777~~, 1934
39. KNESE K.-H.; HARNACK M.v.
Über die Faserstruktur des Knochengewebes.
Zeitschr.f. Zellforschung, 57, 520, 1962
40. KOCH J.C.
The laws of bone architecture.
Am.J.of anatomy, 21, No:2, 177, 1917
41. KOLB E.
Lehrbuch der Physiologie der Haustiere.
VEB Gustav Fischer Verlag, Jena 1967
42. KRÜGER W.; THUR Th.
Beiträge zum Problem des Stehens der Vierfüßler.
Pflügers Arch.Physiol., 218, 5/6, 677, 1928
43. KÜNTSCHER G.
Die Darstellung des Kraftflusses im Knochen.
Zentralbl. f. Chir., 61,Nr: 37, 2130, 1934
44. KÜNTSCHER G.
Die Bedeutung der Darstellung des Kraftflusses im Knochen
für die Chirurgie.
Arch. f. klin. Chir., 182, 489, 1935
45. KÜNTSCHER G.
Die Spannungsverteilung am Schenkelhals.
Arch. f. klin. Chir., 185, 308, 1936
46. KÜNTSCHER G.
Die Behandlung von Knochenbrüchen bei Tieren durch Mark-
nagelung.
Arch. f. wiss. u. prakt. Tierhkte, 75, 262, 1940
47. LANYON L.E.; SMITH R.N.
Measurements of bone strain in the walking animal.
Res. Vet. Sci, 10, 93, 1969

48. LANYON L.E.; SMITH R.N.
Bone strain in the tibia during normal quadrupedal locomotion.
Acta orthop. scand. 41, 238, 1970
49. LANYON L.E.
Use of an accelerometer to determine support and swing phases of a limb during locomotion.
Am.J.vet.res., 32, No: 7, 1099, 1971 a
50. LANYON L.E.
Strain in sheep lumbar vertebrae recorded during life.
Acta orthop. scand., 42, 102, 1971 b
51. LANYON L.E.
In vivo bone strain recorded from thoracic vertebrae of sheep.
J. biomechanics, 5, 277, 1972
52. LANYON L.E.
Analysis of surface bone strain in the calcaneus of sheep during normal locomotion.
J. biomechanics, 6, 41, 1973
53. LANYON L.E.; HAMPSON W.G.J.; GOODSHIP A.E.; SHAH J.S.
Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft.
J. bone&joint surg., 56, B, No: 3, 565, 1974 a
54. LANYON L.E.
Experimental support for the trajectorial theory of bone structure.
J. bone&joint surg., 56 B, No: 1, 160, 1974 b
55. v. LÜTZOW K.L. Freiherr
Vergleichende anatomische und physiologische Untersuchungen bei Lauf- und Schrittpferden.
Ein Beitrag zur Kritik der Pferdemeßungen.
Diss. Jena, Verlag F. Stollberg, Merseburg, 1908
56. LUNDVALL R.L.
Observations on the treatment of fractures of the long bones in large animals.
J. am. vet. med.assoc., 137, 308, 1960

57. MARIQUE P.
Etudes sur le femur.
Librairie des sciences, Bruxelles, 1945
58. MARTZ C.D.
Stress tolerance of bone and metal.
J bone&joint surg., 38, No: 4, 827, 1956
59. MATZEN P.-F.
Läßt sich der physiologische Heilablauf des Knochenbruchs beschleunigen?
Wiss. Zeitschr. d. Martin-Luther Uni. Halle-Wittenberg
Math.-Nat. Jg. 4, 6, 1111, 1955
60. MESSERER O.
Über Elastizität und Festigkeit der menschlichen Knochen.
Verlag d. J.G. Cotta'schen Buchhandlung, Stuttgart, 1880
61. MEYER G.H.
Die Architektur der Spongiosa.
Arch. Anat. Physiol., 34, 615, 1867
62. MICRO-MEASUREMENTS
Ringheft 43, Katalog 200, Gage listings section
Measurements Group Vishay Intertechnology INC 4/1976
Romulus, Michigan
vertr.d.: Jean Jacobi, 35 Av.d.Miremont, 1206 Genève
63. MILCH H.
Photo-elastic studies of bone forms.
J bone&joint surg., 22, No:3, 621, 1940
64. MÜLLER M.E.
Principes d'osteosynthèse.
Helv. Chir. Acta, 28, 198, 1961
65. MÜLLER M.E.; ALLGÖWER M.; WILLENEGGER H.
Manual der Osteosynthese. AO- Technik
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1969
66. MURRAY W.R.; LUCAS D.B.; IMMAN V.T.
Treatment of non-union of fractures of the long bones by the two-plate method.
J bone&joint surg., 46 A, 1027, 1964

67. MUSSCHENBROCK
Introductio ad philosophiam naturalem.
T.I.Lugd.Bat., 1762
68. NACHEMSON A.; ELFSTRÖM G.
Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis.
J bone&joint surg., 53 A, No:3, 445, 1971
69. NICKEL R.; SCHUMMER A.; SEIFERLE E.
Lehrbuch der Anatomie der Haustiere.
Paul Parey Verlag, Berlin, Hamburg, 1961
70. PAPE L.
Allg. Chirurgie der Sehnenerkrankungen und die spezielle Chirurgie der Zehenbeuger.
P.Henkels Leitfaden der Kriegsveterinärchirurgie.
Verlag H.Schaper München, Hannover, 214, 1942
71. PEITEL M.
Frequenz der Extremitätenfrakturen und wirtschaftliche Schäden bei Pferd und Rind.
Wiener tierärztl. Mschr. 58.Jg. 4, 158, 1971
72. PERREN S.M.; HUGGLER A.; RUSSENBERGER M.; STRAUMANN F.; MÜLLER M.E.; ALLGÖWER M.
A method of measuring the change in compression applied to living cortical bone.
Acta orthop. scand., 125, 7, 1969 a
73. PERREN S.M.; HUGGLER A.; RUSSENBERGER M.; ALLGÖWER M.; MATHYS R.; SCHENK R.; WILLENEGGER H.; MÜLLER M.E.;
The reaction of cortical bone to compression.
Acta orthop. scand., 125, 18, 1969 b
74. PERREN S.M.; RUSSENBERGER M.; STEINEMANN S.; MÜLLER M.E.; ALLGÖWER M.;
A dynamic compression plate.
Acta orthop. scand. suppl., 125, 30, 1969 c

75. PERRY C.C.; LISSNER H.R.
The strain gage primer.
Mc Graw Hill book comp. inc., New York, Toronto, London
second Edition, 1955/1962
76. PIOTROWSKI G.; WILCOX G.A.
The stress program: A computer program for the analysis
of stresses in long bones.
J biomechanics, 4, No:6, 497, 1971
77. PREUSCHOFT H.
Überanstrengung der Pferdebeine durch Springen ?
Reiter Revue International, Druck und Verlagshaus H.Lapp
Mönchengladbach, 2, 546, 1977 a
78. PREUSCHOFT H.
Was Pferdebeine beim Springen aushalten.
St.Georg, Reitsport-Verlag, Jahr-Verlag, Hamburg, 2, 31
1977 b
79. RAUBER A.A.
Elastizität und Festigkeit der Knochen.
W. Engelmann, Leipzig, 1876
80. RAY D.R.; LEDBETTER W.B.; BYNUM D.; BOYD C.L.;
A parametric analysis of bone fixation plates on frac-
tured equine third metacarpal.
J biomechanics, 4, No:3 A, 163, 1971
81. ROBERTS V.L.
Strain gage techniques in biomechanics
Exp. mechanics, 6, 19 A, 1966
82. ROUX W.
Beiträge zur Morphologie der funktionellen Anpassung
3. Beschreibung und Erläuterung einer knöchernen Knie-
gelenksanchylose.
Arch. Anat. Physiol., Anat. Abt., 9, 120, 1885
83. RYBICKI E.F.; SIMONEN F.A.; MILLS E.J.; HASSLER C.R.;
SCOLES P.; MILNE D.; WEIS E.B.
Mathematical and experimental studies on the mechanics
of plated transverse fractures.
J biomechanics, 7, 377, 1974

84. SCHAUDER W.
Anatomische und metrische Untersuchungen über die Muskeln
der Schultergliedmaße des Pferdes.
Arch.f.Tierhke, 47, 237, 1922
85. SCHEUNERT A.; TRAUTMANN A.
Lehrbuch der Veterinärphysiologie.
Verlag Paul Parey, Berlin & Hamburg, 1965
86. SCHMALTZ R.
Konstruktion und Größe der Standwinkel an den Beinen des
Pferdes.
Berl. tierärztl. Wschr., 14, 257, 1906
87. SCHMALTZ R.
Anatomie des Pferdes.
Verlag R. Schoetz, Berlin, 1909
88. SCHMALTZ R.
Messungen und Wägungen am Pferd.
Verlag R. Schoetz, Berlin, 1922
89. SCHRÖDER L.
Über die Beziehung zwischen Bau und Beanspruchung der
Gliedmaßen des Pferdes.
Wiss.Zschr.d.Karl-Marx-Uni.Leipzig, Math.-Naturwiss.Reihe
8.Jhrg.,3, 537, 1958/59
90. SEDLIN E. D.
A rheologic model for cortical bone.
Acta orthop. scand. Suppl. 83, 1, 1965
91. SEMB H.
The breaking strength of normal and immobilized cortical
bone from dogs.
Acta orthop. scand., 37, 131, 1966
92. SMITH R.W.; KEIPER D.A.
Dynamic measurement of viscoelastic properties of bone.
Am.J.Med.Electronics, 4, 156, Oct-Dec 1965
93. SMYTHE R.H.
Horses in action.
Country life Ltd. London, 1963

94. SPARKS J.M.
Prevention of lameness in horses.
Proceedings of the 16th annual convention of the Am.Ass.
of equine practitioners, Montreal, 67, 1970
95. STEVENS J.; RAY R.D.
An experimental comparison of living and dead bone in rats.
J Bone&Joint Surg., 44 B, No: 2, 412, 1962
96. TAYLOR B.M.; TIPTON C.M.; ADRIAN M.; KARPOVICH P.V.
Action of certain joints in the legs of the horse recorded electrogoniometrically.
Am J Vet Res, 27, No:116, 85, 1966
97. THOMPSON
zit. nach ANDREW/BASSETT, Biophysical Principles affecting bone structure aus the biochemistry and physiology of bone (G.H.Bourne).
2nd Ed., 3, Acad. Press, New York, 7, 1971
98. TURNER A.S.; MILLS E.J.; GABEL A.A.
In vivo measurement of bone strain in the horse.
Am J Vet Res, 36, No: 11, 1573, 1975
99. VALENTIN
Lehrbuch der Physiologie des Menschen.
2.Aufl. Bd. 1, 34, 1847
100. WALTER K.
Der Bewegungsablauf an den freien Gliedmaßen des Pferdes im Schritt, Trab und Galopp.
Arch. wiss. prakt. Tierhkd., 53, 316, 1925
101. WERTHEIM M.G.
Mémoire sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps humain.
Annales de chimie et physique, 21, 385, Paris, 1847
102. WILLENEGGER H.; SCHENK R.; STRAUMANN F.; MÜLLER M.; ALLGÖWER M.; KRÜGER H.
Methodik und vorläufige Ergebnisse experimenteller Untersuchungen über die Heilvorgänge bei stabiler Osteosynthese an Schaftfrakturen.
Langenbeck's Arch.klin. Chir., 301, 846, 1962

103. WILSDORF G.
Beitrag zur Biomechanik der Vorderextremität des Galopp-
rennpferdes und deren Beziehung zur sog. Schienbeiner-
krankung.
Berlin, Hannoversche Straße 28/29, 939, 1971
104. WOLFERMANN H.
Beiträge zur Kenntnis der Architektur der Knochen.
Arch.f.Anat.&Physiol. v. Reichert und du Bois-Reymond,
312, 1872
105. WOLFF J.
Ueber die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeu-
tung für die Frage vom Knochenwachsthum.
Virchow's Arch.Path.Anat.Physiol., 50, 389, 1870
106. WOLFF J.
Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Verlag von August Hirschwald, Berlin, 1892
107. WOLTER A.
Untersuchungen am Metacarpus von Lauf- und Schrittpferden
besonders auf Biegefestigkeit.
Diss. phil. Fak. Uni. Jena, 1907
108. WOOD J.L.
Dynamic response of human cranial bone.
J biomechanics, 4, 1, 1971
Nachtrag:
- 26 b. FRÖHLICH D.
Versuche zur intramedullären Osteosynthese des Meta-
karpus beim Pferd.
Diss. vet-med. Fak. Uni. Zürich, 1973

LEBENS LAUF

Am 29. Juni 1948 wurde ich in München als Sohn von Dr. Reinhold Klebe und seiner Frau Paula, geb. Maier geboren.

Von 1954 an besuchte ich 2 Jahre die Volksschule in Landsberg am Lech, dann 2 Jahre in Mittenwald und trat 1958 ins Gymnasium Garmisch-Partenkirchen ein. Nach 4 Jahren wechselte ich ins Wilhelms-Gymnasium München und besuchte seit 1964 das Gymnasium Tegernsee, wo ich 1969 das Abitur, neusprachlicher Zweig, bestand.

Nach Ableistung des Wehrdienstes begann ich im Wintersemester 1970/71 mit dem Studium der Veterinärmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Im WS 1972/73 und 1973/74 studierte ich an der Universität Zürich und bestand im Sommer 1975 das Staatsexamen in München.

Im selben Jahr heiratete ich die Zürcherin Jacqueline Barbey.

Vom Oktober 1975 bis Dezember 1976 war ich mit der vorliegenden Dissertation, zeitweise auch als Assistent, in der Abteilung Großtierchirurgie der Veterinär-Chirurgischen Klinik der Universität Zürich, beschäftigt.

Seit August 1976 war ich als Assistent in einer Gemischtpraxis in Frick, Kanton Aargau, tätig.

Im August 1979 wechselte ich in eine Gemischtpraxis nach Frauenfeld im Kanton Thurgau.

DANKSAGUNG

Zum Schluß möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. A. Müller herzlich für die Themenstellung und die großzügige Unterstützung bei dieser Arbeit bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. U. Kissling für die tatkräftige Mitarbeit bei der Planung und Durchführung der Versuche und auch bei der Abfassung der Arbeit.

Im übrigen danke ich den vielen Kolleginnen und Kollegen, die mir halfen, sei es durch Narkoseeinleitung und -überwachung oder Mithilfe bei den Messungen.

Besonders bedanke ich mich auch beim schweizerischen Forschungsinstitut für Osteosynthese in Davos unter Leitung von Dr. S. Perren für die Beratung beim technischen know how.

Zu Dank bin ich sehr unserem Elektroniker Herrn Hogg verpflichtet.

Last not least danke ich den Wärtern und Tierpflegern des Tierspitals für das Vorführen und Longieren der Pferde.

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 60